



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TL 141584

PENGARUH KOMPOSISI Zn DAN TEMPERATUR CASTING TERHADAP MORFOLOGI DAN SIFAT MEKANIK PADUAN Mg - Zn UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES

Fikri Adhi Nugraha
(NRP. 2713 100 030)

Dosen Pembimbing
Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si.

Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017



TUGAS AKHIR – TL 141584

**PENGARUH KOMPOSISI Zn DAN TEMPERATUR
CASTING TERHADAP MORFOLOGI DAN SIFAT
MEKANIK PADUAN Mg – Zn UNTUK APLIKASI
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES**

FIKRI ADHI NUGRAHA
NRP. 2713100030

Dosen Pembimbing
Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si.

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT – TL 141584

**THE EFFECT OF Zn COMPOSITION AND CASTING
TEMPERATURE TO MORPHOLOGY AND
MECHANICAL PROPERTIES OF Mg – Zn ALLOY FOR
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES
APPLICATION**

FIKRI ADHI NUGRAHA
NRP. 2713100030

Advisors
Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Haryati Purwaningsih, S.Si., M.Si.

MATERIALS ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institut of Technology
Surabaya 2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LEMBAR PENGESAHAN

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh Gelar
Sarjana Teknik

Pada

Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh

FIKRI ADHI NUGRAHA

NRP 2713 100 030

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng (Pembimbing I)

Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si (Pembimbing II)

SURABAYA

Juli 2017



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH KOMPOSISI Zn DAN TEMPERATUR
CASTING TERHADAP MORFOLOGI DAN SIFAT
MEKANIK PADUAN Mg – Zn UNTUK APLIKASI
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES**

Nama : Fikri Adhi Nugraha
NRP : 2713100030
Jurusan : Departemen Teknik Material FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M.Si.

Abstrak

Perkembangan penanganan kasus patah tulang saat ini terfokus pada pembuatan implan dengan material yang dapat diserap oleh tubuh (biodegradable). Syaratnya yaitu memiliki sifat mekanik dan kandungan yang sesuai dengan tulang. Magnesium (Mg) merupakan material yang memenuhi, namun memiliki kekurangan dimana laju luruhnya yang tinggi sehingga diperlukan pemaduan dengan unsur lain untuk mengurangnya. Pada penelitian ini unsur yang ditambahkan adalah Zinc (Zn) dikarenakan dapat mengurangi laju luruh dan unsur penting bagi tulang. Metode pemuaduannya yaitu pengecoran. Variasi komposisi Zn yang digunakan yaitu 1%, 3% dan 5% dengan temperatur pengecoran 700 °C, 750 °C dan 800 °C. Dari hasil analisa pengujian XRD saat penambahan 1% Zn dan 3% Zn hanya muncul fasa α magnesium, lalu saat 5% Zn muncul fasa α magnesium dan fasa intermetallic MgZn. Sedangkan pada variasi temperatur 700 °C, 750 °C maupun 800 °C yang muncul hanyalah fasa α magnesium. Dari hasil pengujian struktur mikro didapat semakin banyak penambahan Zn membuat ukuran butirnya semakin kecil, sedangkan peningkatan temperatur pengecoran akan memperbesar ukuran butir. Dari hasil uji peluruhan didapat penambahan Zn akan memperlambatnya. Hasil uji tekan maupun uji kekerasan menunjukkan penambahan Zn akan meningkatkan

kekuatan tekan dan kekerasannya sedangkan peningkatan temperatur akan sebaliknya.

Kata kunci : Biodegradable material, pengecoran, laju peluruhan, magnesium alloy

**THE EFFECT OF Zn COMPOSITION AND CASTING
TEMPERATURE TO MORPHOLOGY AND
MECHANICAL PROPERTIES OF Mg – Zn ALLOY FOR
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES
APPLICATION**

Name : Fikri Adhi Nugraha
ID : 2713100030
Departmen : Matrials Engineering Department
Advisors : Dr. Ir. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Haryati Purwaningsih, S.Si., M.Si.

Abstract

The current development of bone fracture cases focuses on the manufacture of bone implants with materials that can be absorbed by the body (biodegradable). The requirement is to have the mechanical properties and content corresponding to the bone. Magnesium (Mg) is a suitable material, but has a limitation where the degradation rate is high so it is necessary to alloy with other elements to reduce it. In this study added element is Zinc (Zn) because it can reduce the degradation rate and important elements for the bone. The method is uses casting. Variations of Zn composition used were 1%, 3% and 5% with casting temperature of 700 °C, 750 °C and 800 °C. From the analysis of XRD test when the addition of 1% Zn and 3% Zn only appear a magnesium phase, then when 5% Zn appears a magnesium phase and MgZn intermetallic phase. While at the temperature variation of 700 ° C, 750 ° C or 800 ° C the only appear is a magnesium phase. From the results of microstructure test obtained addition of Zn makes smaller grain size, while the higher casting temperature will increase the size of the grain. From the weight loss test obtained Zn addition will decrease the degradation rate. The results of the compression test and the hardness test show the addition of Zn will increase the compressive strength and hardness while the casting temperature increase will be the opposite.

Keywords: Biodegradable material, casting, degradation rate, magnesium alloy

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas segala rahmat-Nya penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir yang berjudul “**Pengaruh Komposisi Zn dan Temperatur Casting Terhadap Morfologi dan Sifat Mekanik Paduan Mg – Zn untuk Aplikasi *Biodegradable Orthopedic Devices***”.

Selama melaksanakan dan menyelesaikan Tugas Akhir ini, penulis banyak menerima bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan terimakasih kepada :

1. Allah SWT, yang telah memberikan kami rahmat dan karunia hingga saat ini.
2. Kedua orang tua tercinta, Bapak Sutadi dan Ibu Tati Suhati, serta kakak Arif Pradipta Maris yang selalu memberikan dukungan moriil dan materiil yang luar biasa.
3. Bapak Dr. Agung Purniawan, S. T., M. Eng. selaku dosen pembimbing I sekaligus Ketua Jurusan yang telah sabar memberikan bimbingan dan dukungan kepada penulis untuk menyelesaikan Tugas Akhir ini.
4. Ibu Hariyati Purwaningsih, S. Si., M. Si. selaku dosen pembimbing II yang tidak bosan untuk selalu memberikan arahan dan masukan kepada penulis.
5. Bapak Wikan Jatimurti, S. T., M. Sc. selaku dosen wali penulis yang selalu memberikan dukungan serta perhatiannya dalam menempuh proses perkuliahan ini.
6. Tim dosen penguji dan seluruh staf dosen serta karyawan di Departemen Teknik Material FTI-ITS.
7. Mas Ridha, Mba Iis, Bapak Tari dan Bapak Chanan yang telah membantu penulis dalam pembuatan dan pengujian spesimen.
8. Mas Raka, Mas Tio dan Mas Ozha yang telah menjadi mentor penulis baik selama perkuliahan dan pelaksanaan Tugas Akhir.

9. Dewa, Hamid dan Indra selaku teman-teman *Biodegradable Army* yang telah menemani penulis dalam satu semester pengerjaan Tugas Akhir.
10. Maul, Yudhis, Tutut, Peter dan Hana yang telah berjuang bersama menyelesaikan Tugas Akhir *Orthopedics Mania*.
11. Jonas, Mia, Ila, Amel, Deshinta dan Ilham selaku teman-teman Laboratorium Fisika Material yang telah memberikan banyak bantuan dan masukan.
12. Igfar, Kresna, Ikiw, Ilmi, Cebunk, Rizal, Ayu, Nia, Badi, Suju, Reja, Adhiyaksa dan Naufal yang telah menemani dan menjadi pasukan Laboratorium Korosi.
13. Teman-teman MT 15 dan HMMT FTI-ITS.
14. Dan semua pihak yang turut serta membantu dan memberikan motivasi yang tidak bisa penulis sebutkan satu persatu.

Penulis berharap semoga Allah SWT Berkenan membalas segala kebaikan yang penulis peroleh dari berbagai pihak yang telah membantu penulis. Penulis sadar bahwa masih banyak kekurangan pada penyusunan laporan Tugas Akhir ini dan mengharapkan kritik serta saran agar dapat lebih baik kedepannya.

Surabaya, Juli 2017

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Komposisi Tulang Manusia	5
2.2.1 Magnesium	5
2.2.2 Zinc.....	6
2.2 Patah Tulang dan Penanggulangannya	6
2.3 Implan Tulang.....	9
2.4 Bahan Non-Biodegradable.....	10
2.4.1 Logam.....	10
2.4.2 Polimer	11
2.4.3 Keramik	12
2.5 Bahan Biodegradable	13
2.6 Efek Zinc dalam Paduan Magnesium	15
2.7 Diagram Binary Mg – Zn.....	16
2.8 Metode Pengecoran.....	17
2.9 Tinjauan Penelitian Sebelumnya.....	18
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Diagram Alir Penelitian	25
3.2 Bahan Penelitian	27
3.3 Peralatan Penelitian.....	28
3.4 Prosedur Penelitian	29

3.5 Pengujian	29
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Pengujian XRD Paduan Mg – Zn	33
4.1.1 Hasil XRD Variabel Komposisi Kimia	33
4.1.2 Hasil XRD Variabel Temperatur Pengecoran	34
4.1.3 Analisa Nilai FWHM, Lattice Parameter dan D _{HKL} pada Hasil Pengujian XRD.....	36
4.2 Hasil Pengujian Struktur Mikro Paduan Mg – Zn	38
4.2.1 Struktur Mikro Variabel Komposisi Kimia	38
4.2.2 Struktur Mikro Variabel Temperatur Pengecoran	41
4.3 Hasil Pengujian <i>Weight Loss</i> Paduan Mg – Zn.....	42
4.4 Hasil Pengujian <i>Compressive</i> Paduan Mg – Zn.....	49
4.5 Hasil Pengujian Kekerasan Paduan Mg – Zn.....	53
BAB V KESIMPULAN	
5.1 Kesimpulan	57
5.2 Saran	57
DAFTAR PUSTAKA	xix
LAMPIRAN	
BIOGRAFI PENULIS	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Struktur Tulang Manusia.....	7
Gambar 2.2	Grafik Uji Weight Loss Beberapa Paduan Mg ...	16
Gambar 2.3	Diagram <i>Binary</i> Mg – Zn	17
Gambar 2.4	Hasil Uji XRD	19
Gambar 2.5	Hasil XRD paduan Mg – Zn Variasi Komposisi Kimia.....	20
Gambar 2.6	Hasil Struktur Mikro Paduan (a) Mg - 0.5Zn (b) Mg - 1Zn (c) Mg - 2Zn dan (d) Mg - 3Zn.....	21
Gambar 2.7	Struktur Mikro (a) Mg Murni (b) Mg - 1Zn (c) Mg - 5Zn (d) Mg - 7Zn.....	22
Gambar 2.8	Grafik Hasil Uji <i>Weight Loss</i>	24
Gambar 3.1	Diagram Alir Percobaan	26
Gambar 3.2	Magnesium Bongkahan	27
Gambar 3.3	Zinc Granular.....	27
Gambar 3.4	Horizontal <i>Furnace</i>	28
Gambar 3.5	Mesin Uji XRD.....	30
Gambar 3.6	Mesin Uji Kekerasan	31
Gambar 3.7	Mesin Uji Struktur Mikro	32
Gambar 4.1	Hasil XRD Paduan Mg – Zn Variabel Komposisi.....	34
Gambar 4.2	Hasil XRD Paduan Mg – Zn Temperatur Pengecoran	35
Gambar 4.3	Hasil Pengujian Struktur Mikro (a) Paduan Mg – 1Zn (b) Paduan Mg – 3Zn (c) Paduan Mg – 5Zn	40
Gambar 4.4	Hasil Pengujian Struktur Mikro (a) Paduan Mg – 3Zn 700 °C (b) Paduan Mg – 3Zn 750 °C (c) Paduan Mg – 3Zn 800 °C.....	42
Gambar 4.5	Hasil Pengujian <i>Weight Loss</i> Temperatur 700 °C (a) Nilai Degradasi per Hari (b) Nilai Degradasi per Tahun.....	43
Gambar 4.6	Hasil Pengujian <i>Weight Loss</i> Temperatur 750 °C (a) Nilai Degradasi per Hari (b) Nilai Degradasi per Tahun.....	45

Gambar 4.7	Hasil Pengujian <i>Weight Loss</i> Temperatur 800 °C (a) Nilai Degradasi per Hari (b) Nilai Degradasi per Tahun.....	47
Gambar 4.8	Grafik Nilai Rata - Rata Degradasi per Tahun Paduan Mg – Zn	48
Gambar 4.9	Grafik Nilai <i>Compressive Strenght</i> Paduan Mg – Zn dengan Variabel Komposisi Kimia pada Temperatur 700 °C.....	51
Gambar 4.10	Grafik Nilai <i>Compressive Strenght</i> Paduan Mg – 3Zn dengan Variabel Temperatur Pengecoran	52
Gambar 4.11	Grafik Kekerasan Paduan Mg – Zn (a) Temperatur 700 °C (b) Temperatur 750 °C (c) Temperatur 800 °C	55

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Penggunaan Logam untuk Aplikasi Biomedis.....	11
Tabel 2.2	Penggunaan Polimer untuk Aplikasi Biomedis	12
Tabel 2.3	Penggunaan Keramik untuk Aplikasi Biomedis	13
Tabel 2.4	Perbandingan <i>Properties</i> Tulang dengan Beberapa Material.....	14
Tabel 2.5	Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg	16
Tabel 2.6	Hasil Pengujian <i>Mechanical Compressive Properties Test</i> Paduan Mg-Fe-Ca.....	23
Tabel 2.7	Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg	23
Tabel 4.1	Hasil Analisis XRD Variabel Komposisi Kimia pada Temperatur 700 °C	36
Tabel 4.2	Hasil Analisis XRD Variabel Temperatur Pengecoran pada Paduan Mg – 3Zn.....	37
Tabel 4.3	Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Ukuran Butir pada Temperatur 700 °C	39
Tabel 4.4	Pengaruh Temperatur Pengecoran Terhadap Nilai Ukuran Butir pada Paduan Mg – 3Zn	41
Tabel 4.5	Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Nilai <i>Compressive Strenght</i> pada Temperatur 700 °C....	50
Tabel 4.6	Pengaruh Temperatur Pengecoran Terhadap Nilai <i>Compressive Strenght</i> pada Paduan Mg – 3Zn.....	51
Tabel 4.7	Nilai Kekerasan Paduan Mg – Zn.....	53

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Perkembangan dunia kedokteran khususnya penanganan kasus patah tulang saat ini terfokus pada pembuatan implan tulang dengan material yang dapat diserap oleh tubuh (Brar, 2009). Indonesia sendiri merupakan negara dengan jumlah penderita patah tulang tertinggi di Asia. Hal tersebut dibuktikan dengan terdapat sekitar 300 – 400 kasus operasi bedah tulang per bulan di Rumah Sakit Dr. Soetomo Surabaya (Gunawan, 2010). Banyaknya kasus tersebut mengindikasikan kebutuhan implan tulang akan semakin meningkat.

Terdapat tiga jenis implan tulang berdasarkan materialnya, yaitu implan logam, implan polimer dan implan keramik. Implan dari material logam telah banyak digunakan karena memiliki kekuatan dan kekerasan melebihi material lain. Logam yang sering digunakan adalah *Stainless Steel*, Titanium dan paduan Cobalt. Namun, terdapat beberapa kendala dalam penggunaannya, yaitu massa jenis dan modulus elastisitas logam tersebut jauh lebih tinggi daripada tulang. Perbedaan ini dapat menghasilkan fenomena *Stress Shielding*, dimana tulang akan menanggung beban lebih berat sehingga pertumbuhannya akan terhambat (Agarwal, 2015). Selain itu, selama pemasangan implan ion logam akan meluruh yang mana apabila kandungannya tidak sesuai dengan tubuh, dalam hal ini adalah tulang, maka ion logam tersebut akan menjadi racun sehingga untuk mencegahnya dalam kurun waktu tertentu harus dilakukan operasi kembali untuk pengambilan implan (Olszta, 2007). Berdasarkan hal itu, diperlukan suatu produk implan tulang dengan material *biodegradable*. Menurut Vojtek (2014) material *biodegradable* adalah material yang pada saat meluruh dapat diserap oleh tubuh dan tidak akan menghasilkan produk yang dapat menjadi racun sehingga aman dan tidak diperlukan operasi kedua untuk mengambilnya. Material



biodegradable harus memiliki kesesuaian dengan tulang baik dalam hal kandungan maupun *properties*-nya.

Di dalam tulang terdapat beberapa unsur anorganik antara lain Magnesium, Kalsium, Kalium, Zinc, Besi, Natrium dan Fosfor. Magnesium merupakan salah satu unsur terpenting karena memiliki fungsi untuk melancarkan peredaran darah, mendukung terjadinya beberapa reaksi *enzymatic* dan fungsi *neurological* (Antoniac, 2010). Riset yang dilakukan oleh Castiglioni (2013) menunjukkan bahwa penurunan kadar Magnesium dalam tulang dapat mengakibatkan penurunan kekuatan dan meningkatkan risiko terjadinya pengeroposan tulang atau osteoporosis. Sekitar 60% dari keseluruhan kandungan Magnesium dalam tubuh ada di dalam tulang.

Penelitian mengenai penggunaan Magnesium sebagai implan tulang *biodegradable* telah jamak dilakukan. Selain karena merupakan salah satu unsur penting dalam tulang, Magnesium memiliki *properties* yang hampir serupa dengan *properties* yang dimiliki tulang. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis Magnesium sebesar 41 GPa – 45 GPa dan $1.74 \text{ g/cm}^3 - 2 \text{ g/cm}^3$. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis tulang sendiri sebesar 15 GPa - 25 GPa dan $1.8 \text{ g/cm}^3 - 2.1 \text{ g/cm}^3$. Namun, Magnesium memiliki kekurangan yaitu kecepatan luruhnya yang tinggi. Salah satu metode yang dapat digunakan untuk mengurangi kecepatan luruhnya yaitu dengan cara pepaduan (Magnesium Alloy) (Staiger, 2006).

Zheng (2012) menjelaskan bahwa penambahan unsur Zinc dapat mengurangi laju korosi pada paduan Magnesium. Selain itu, penambahan Zinc juga dikarenakan kedua unsur tersebut merupakan unsur yang diperlukan oleh tulang serta dapat diserap oleh tubuh. Selain faktor komposisi, keberadaan porositas pada implan *biodegradable* menjadi hal yang penting karena porositas akan mempermudah pertumbuhan jaringan tulang baru dan mereduksi sifat mekanik yang berlebih. Porositas dapat dipengaruhi temperatur pemanasan yang digunakan saat proses *casting*. Oleh karena itu, dilakukan penelitian untuk menganalisa



penggunaan paduan Mg - Zn dengan variasi komposisi kimia dan temperatur pemanasan sebagai implan tulang *biodegradable*.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, maka rumusan masalah dalam penelitian ini antara lain:

1. Bagaimana pengaruh komposisi unsur Zinc (Zn) dalam paduan Mg - Zn terhadap struktur mikro, sifat mekanik dan laju degradasi *biodegradable* material?
2. Bagaimana pengaruh temperatur pada proses *casting* terhadap struktur mikro, sifat mekanik dan laju degradasi *biodegradable* material?

1.3 Batasan Masalah

Untuk mendapatkan hasil akhir yang sesuai dengan yang diinginkan serta tidak menyimpang dari permasalahan yang ditinjau, maka batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Kondisi lingkungan pada *furnace* saat *casting* dianggap vakum sempurna.
2. *Crucible* dan segala perlengkapan *furnace* dianggap tidak memengaruhi prosentase paduan *casting*.
3. Pada pengujian *in vitro* menggunakan temperatur lingkungan 36-38°C dan diasumsikan konstan dari awal hingga akhir pengujian.

1.4 Tujuan Penelitian

Penelitian ini memiliki beberapa tujuan yaitu:

1. Menganalisis pengaruh komposisi unsur Zinc (Zn) dalam paduan Mg - Zn terhadap struktur mikro, sifat mekanik dan laju degradasi *biodegradable* material.
2. Menganalisis pengaruh temperatur pada proses *casting* terhadap struktur mikro, sifat mekanik dan laju degradasi *biodegradable* material.



1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, peneliti lain, industri, dan masyarakat, yang dapat diuraikan sebagai berikut:

Bagi pemerintah penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang ortopedi, sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan direalisasikan.

1. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), penelitian ini bermanfaat sebagai tolok ukur penelitian tentang *biodegradable* material selanjutnya agar nantinya penelitian ini tidak hanya menjadi bahan koleksi perpustakaan semata. Selain itu, penelitian ini juga dapat digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik.
2. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha yang potensial untuk produksi massal suatu produk di bidang *orthopedic devices* dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.
3. Yang terakhir, bagi masyarakat, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan di masa mendatang, demi mewujudkan pendidikan Indonesia yang lebih inovatif dan aplikatif.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Komposisi Tulang Manusia

Tulang, khususnya tulang manusia, adalah suatu material komposit yang secara mendasar memiliki perbedaan dari material komposit lainnya, yaitu memiliki nilai biologis. Tulang banyak dipelajari oleh *engineer* yang fokus pada bidang material karena strukturnya yang unik dan juga sifat mekaniknya (Olszta, 2007). Dalam tubuh manusia terdapat 206 tulang yang dapat diklasifikasikan ke dalam lima kelompok berdasarkan bentuknya, yaitu tulang panjang, tulang pendek, tulang pendek datar, tulang tidak beraturan dan tulang kecil. Adapun fungsi tulang adalah sebagai berikut :

1. Mendukung jaringan dan memberikan bentuk tubuh
2. Melindungi organ tubuh dan jaringan lunak
3. Menyimpan garam mineral dan memberikan pergerakan otot
4. Membentuk sel-sel darah merah di dalam sum-sum tulang belakang (Ginting, 2015).

2.1.1 Magnesium (Mg)

Magnesium dalam banyak makanan sehingga sebagian besar dari kita memperolehnya dalam jumlah banyak dari makanan. Hal itu baik, karena Magnesium adalah unsur penting dalam tubuh. Sekitar 60 persen Magnesium dalam tubuh kita ditemukan dalam tulang dan gigi bersama dengan Kalsium dan Fosfor. Sekitar 40 persen digunakan dalam cairan tubuh sebagai unsur multiguna, seperti membantu pengeluaran enzim untuk membantu otot jantung mengendur ketika denyut jantung melambat. Magnesium adalah elektrolit penting yang membantu mengendalikan apa yang masuk dan keluar melalui dinding sel, mengubah lemak, protein, dan gula menjadi energi, memberi sinyal saraf di sepanjang jalur saraf, serta membantu mengendalikan pH darah dan cairan tubuh (Jensen's, 2006). Castiglioni (2013) juga menjelaskan bahwa penurunan kadar Magnesium dalam tulang



dapat mengakibatkan penurunan kekuatan dan meningkatkan risiko terjadinya pengeroposan tulang atau osteoporosis.

2.1.2 Zinc (Zn)

Zinc adalah mikromineral yang terdapat dalam jaringan manusia dan terlibat dalam fungsi berbagai enzim dalam proses metabolisme. Tubuh manusia dewasa mengandung 2 - 2,5 gram Zinc. Tiga perempat dari jumlah tersebut berada dalam tulang dan mobilisasinya sangat lambat. Zinc terlibat pada lebih dari 90 enzim yang berhubungan dengan metabolisme karbohidrat dan energi, degradasi/sintesis protein, sintesis asam nukleat, biosintesis heme, *transport* CO₂ (anhidrase karbonik) serta reaksi-reaksi lain. Mengingat banyaknya enzim yang mengandung Zinc, maka pada keadaan defisiensi Zinc reaksi biokimia akan terganggu, seperti kecepatan pertumbuhan menurun, nafsu makan, gangguan sistem kekebalan tubuh, perlambatan pematangan seksual dan impotensi. (Almatsier, 2001).

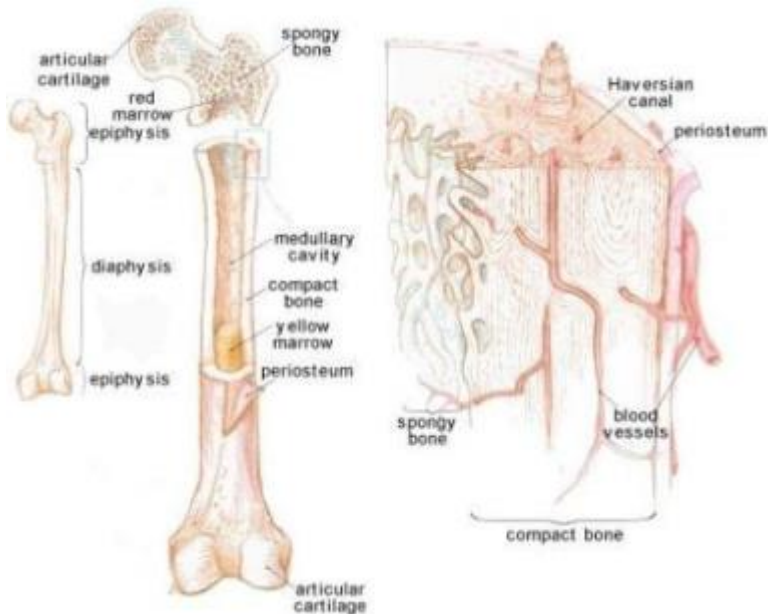
2.2 Patah Tulang (Fraktur) dan Penanggulangannya

Brunner (2002) menjelaskan bahwa fraktur adalah terputusnya kontinuitas tulang dan ditentukan sesuai jenis dan luasnya. Definisi lain dari fraktur menurut Carpenito (2012) adalah diskontinuitas tulang yang disebabkan oleh tekanan eksternal yang datang lebih besar dari yang dapat diserap oleh tulang. Penyebab fraktur dibagi menjadi tiga, yaitu :

1. Tekanan langsung
Tekanan langsung menyebabkan fraktur terjadi di titik terjadinya tekanan. Fraktur demikian sering bersifat fraktur terbuka dengan garis patah melintang atau miring.
2. Tekanan tidak langsung
Tekanan tidak langsung menyebabkan fraktur di titik yang jauh dari tempat tekanan terjadi. Tulang yang patah biasanya merupakan yang terlemah dalam jalur hantaran tekanan.
3. Tekanan akibat tarikan otot



Fraktur jenis ini sangat jarang terjadi. Tekanan dapat berupa pemuntiran, penekukan, penekanan, penarikan atau dapat berupa kombinasi dari keempatnya.



Gambar 2.1 Struktur Tulang Manusia (Sjamsulhidajat, 2005)

Pengelolaan patah tulang secara umum mengikuti prinsip pengobatan kedokteran pada umumnya, yaitu yang pertama dan utama adalah jangan cedera pasien. Cedera tambahan pada pasien terjadi akibat tindakan yang salah dan/atau tindakan yang berlebihan (Sjamsulhidajat, 2005). Prinsip penanganan fraktur meliputi rekognis (menentukan diagnosa dan tindakan selanjutnya), reduksi (pengembalian fragmen tulang pada kesejajarannya), imobilisasi (dipertahankan dalam posisi dan kesejajaran yang benar sampai terjadi penyatuan), serta pengembalian fungsi dan kekuatan normal dengan rehabilitasi.



Tulang dapat beregenerasi sama seperti jaringan tubuh yang lain. Fraktur merangsang tubuh untuk menyembuhkan tulang yang patah dengan jalan membentuk tulang baru diantara ujung patahan tulang. Tulang baru dibentuk oleh aktivasi sel-sel tulang. Ada lima stadium penyembuhan tulang, yaitu :

1. Stadium satu – pembentukan hematoma
Pembuluh darah robek dan terbentuk hematoma disekitar daerah fraktur. Sel-sel darah membentuk fibrin guna melindungi tulang yang rusak dan sebagai tempat tumbuhnya kapiler baru dan fibroblast. Stadium ini berlangsung selama 24 jam – 48 jam.
2. Stadium dua – proliferasi seluler
Pada stadium ini terjadi proliferasi dan diferensiasi sel menjadi fibro kartilago. Sel – sel yang mengalami proliferasi ini terus masuk ke dalam lapisan yang lebih dalam dna disana osteoblast beregenerasi dan terjadi proses osteogenesis. Fase ini mulai terjadi 8 jam setelah fraktur hingga selesai.
3. Stadium tiga – pembentukan kallus
Sel – sel yang berkembang memiliki potensi kondrogenik dan osteogenik. Bila diberikan keadaan yang tepat, sel itu akan mulai membentuk tulang dan juga kartilago. Populasi sel ini dipengaruhi oleh aktivitas osteoblast dan osteoklast yang mulai berfungsi dengan mengabsorpsi sel – sel tulang yang mati. Massa sel yang tebal dengan imatur dan kartilago membentuk kallus pada permukaan endosteal dan periosteal. Sementara tulang imatur menjadi lebih padat sehingga gerakan pada tempat fraktur dan mulai menyatu. Fase ini mulai terjadi empat minggu setelah fraktur.
4. Stadium empat – kondolikasi
Bila aktivitas osteoclast dan osteoblast berlanjut, anyaman tulang (imatur) berubah menjadi lamellar. Sistem ini sekarang menjadi cukup kaku dan memungkinkan osteoclast menerobos melalui celah – celah tersisa antara fragmen dengan tulang yang baru. Ini adalah proses yang lambat dan mungkin perlu



beberapa bulan sebelum tulang kuat untuk membawa beban yang normal.

5. Stadium lima – *remodelling*

Fraktur telah dijumpai oleh suatu jaringan tulang yang padat. Selama beberapa bulan atau tahun, pembentukan dan penghalusan tulang dilakukan oleh proses reabsorpsi secara terus menerus. Lamella yang lebih tebal akan terbentuk di tempat dengan tekanan yang lebih tinggi. rongga sumsum terbentuk dan akhirnya terbentuk struktur tulang yang sesuai dengan keadaan normal (Ginting, 2015).

2.3 Implan Tulang

Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh, dan penyangga tulang pada kasus patah tulang (fraktur). *Scaffold, plate, bone screw*, dan beberapa alat lain dapat digunakan secara kombinasi menjadi penopang dan pengisi sambungan antara tulang yang patah sebelum jaringannya mengalami pertumbuhan. Untuk itulah *scaffold* pada area tulang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit, dan osteoklas. Dan *scaffold* haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang. Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011). Pada *orthopedic device* seperti *scaffold, plate, bone screw*, dll biasanya terbuat dari logam *non-biodegradable*. *Bone screw* digunakan untuk menjaga *scaffold* agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat memertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Hingga saat ini penggunaan material *non-biodegradable* (berupa logam dan juga polimer yang tak mampu diserap tubuh) masih sangat populer dalam praktik penanggulangan dan pengobatan fraktur. Padahal, risiko kerusakan jaringan tubuh, infeksi, dan efek trauma dari pasien akibat operasi berulang-ulang untuk penanaman dan pengambilan implan sangat besar (Olszta, 2007). Untuk itulah



diperlukan adanya solusi bahan yang *biodegradable* untuk menjawab risiko-risiko tersebut.

Menurut Dumitrescu (2011) implan tulang ideal harus mempunyai sifat berikut:

1. Biokompatibel.
2. Mampu menjadi kerangka atau scaffold untuk pembentukan sel tulang baru.
3. Dapat diserap dalam jangka panjang dan berpotensi untuk digantikan oleh tulang induk .
4. Dapat dimanipulasi secara klinis .
5. Hidrofilik.
6. Tidak menimbulkan reaksi alergi.
7. Mempunyai kuat tekan yang tinggi.
8. *Microporous* dan menyediakan kekuatan tambahan untuk memperbaiki matriks tulang induk dan menjalankan fungsi perbaikan biologis.
9. Dapat beradaptasi pada berbagai situasi medis (contoh trauma, kanker, dan lain-lain).
10. Tidak mendukung pertumbuhan *pathogen*.

2.4 Bahan Non-Biodegradable

2.4.1 Logam

Material logam banyak digunakan sebagai implan yang mengalami *load – bearing*. Sebagai contohnya, secara umum pengimplanan tulang untuk aplikasi orthopedic devices banyak menggunakan material logam. Seperti hips, knees, shoulders, dan masih banyak lagi. Mulai dari bentuk *simple wire* sampai yang berbentuk *screw* penggunaan logam banyak dibuat. Meskipun kebanyakan logam dan paduannya digunakan untuk aplikasi medis, namun yang umum digunakan yaitu stainless steel, titanium dan titanium alloy, serta cobalt – base alloy seperti ditunjukkan pada **Tabel 2.1**



Tabel 2.1 Penggunaan Logam untuk
Aplikasi Biomedis (Abdulmalik, 2012)

Material	<i>Principal Application</i>
316L Stainless Steel	<i>Fracture Fixation, stents, surgical instruments</i>
Ni - Ti	<i>Bone plates, stents, orthodontic wires</i>
Gold Alloys	<i>Dental restoration</i>
Silver products	<i>Antibacterial agents</i>
Platinum and Pt - Ir	<i>Electrodes</i>
Hg – Ag – Sn	<i>Dental Restorations</i>
CP-Ti, Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ti-13Nb-13Zr, Ti-Mo-Zr-Fe	<i>Bone and joint replacement, fracture fixation, dental implants, pacemaker encapsulation</i>
Co-Cr-Mo, Cr-Ni, Cr-Mo	<i>Bone and joint replacement, dental implants, dental restorations, heart valves</i>

2.4.2 Polimer

Polimer digunakan pada dunia kedokteran sebagai biomaterial. Aplikasinya mulai dari penggunaan sebagai bagian komponen pada hati dan ginjal, serta untuk pembuatan hip atau knee. Selain itu material polymer juga bisa digunakan sebagai material pelekats pada dunia kedokteran untuk fungsi – fungsi tertentu. Contoh dari material polymer yang banyak digunakan pada dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 2.2**.



Tabel 2.2 Penggunaan Polimer untuk Aplikasi Biomedis
(Abdulmalik, 2012)

Material	<i>Principal Application</i>
<i>Silicone</i>	<i>Finger Joints</i>
<i>Ultrahigh molecular weight polyethylene</i>	<i>Knee, hip, Shoulder joints</i>
<i>Polylactic and polyglycolic acid, nylon</i>	<i>Sutures</i>
<i>Silicone, acrylic, nylon</i>	<i>Tracheal tubes</i>
<i>Acetal, Polyethylene, Polyurethane</i>	<i>Heart pacemaker</i>
<i>Polyester, Polytetrafluoroethylene, PVC</i>	<i>Blood vessels</i>
<i>Nylon, PVC, Silicones</i>	<i>Gastrointestinal segments</i>
<i>Polydimethyl Siloxane, Polyurethane, PVC</i>	<i>Facial Prostheses</i>
<i>Polymethyl Methacrylate</i>	<i>Bone Cement</i>

2.4.3 Keramik

Sejak dahulu penggunaan material keramik banyak digunakan sebagai penguat pada medis. Harga yang relatif murah dibandingkan dengan logam dan polymer membuat keramik lebih sering digunakan. Beberapa contoh material keramik yang banyak digunakan dalam dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 2.3**.



Tabel 2.3 Penggunaan Keramik untuk
Aplikasi Biomedis (Abdulmalik, 2012)

Material	<i>Principal Application</i>
Alumina	<i>Join replacement, dental implants</i>
Zirconia	<i>Joint replacement</i>
Calcium Phosphate	<i>Bone repair and augmentation, surface coatings on metals</i>
Bioactive glasses	<i>Bone replacement</i>
Porcelain	<i>Dental restoration</i>
Carbons	<i>Heart valves, percutaneous devices, dental implants</i>

2.5 Bahan Biodegradable

Bahan *biodegradable* dapat diartikan sebagai zat atau benda yang mampu terurai oleh bakteri atau organisme hidup lainnya, juga dapat dimaknai sebagai bahan yang harus bebas polutan, karena kegunaannya adalah untuk berada di dalam tubuh makhluk hidup. (*Oxford Dictionary*). Menurut Vojtek (2014) material *biodegradable* adalah material yang pada saat meluruh dapat diserap oleh tubuh dan tidak akan menghasilkan produk yang dapat menjadi racun sehingga tetap aman.

Bahan *biodegradable*, akhir-akhir ini telah menarik banyak perhatian karena karakter mudah-luruhnya yang unik. Implan yang dapat terurai dan meluruh dalam tubuh, yang disertai dengan penurunan sifat mekanik dari bahan implan, memiliki keistimewaan berupa pengurangan beban secara bertahap, dan unsur-unsur di dalamnya akan luruh dan tertransfer ke jaringan tulang keras (*cortical bone*) dan jaringan lunak. Selain itu, bahan *biodegradable* tidak perlu diambil dari dalam tubuh setelah diimplan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan pertumbuhan jaringan tulang, maka bahan implan *biodegradable* akan meluruh dan larut di dalam tubuh (Agarwal, 2015). Dalam perkembangannya di beberapa tahun terakhir, implan



Laporan Tugas Akhir
Departemen Teknik Material FTI - ITS

biodegradable berupa batang penyangga, pelat, pin, sekrup (*bone screw*) telah mampu diciptakan. Kebanyakan implan *biodegradable* yang telah dikembangkan terbuat dari material polimer. Meskipun begitu, implan *biodegradable* dengan material dasar paduan Mg, paduan Zn telah banyak diteliti sebagai implan *biodegradable* masa depan dikarenakan sifat mekaniknya yang lebih baik daripada material polimer (Chen, 2014). Terutama penelitian mengenai penggunaan Magnesium yang memiliki banyak keunggulan. Selain merupakan salah satu unsur penting dalam tulang, Magnesium memiliki *properties* yang hampir serupa dengan *properties* yang dimiliki tulang. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis Magnesium sebesar 41 GPa – 45 GPa dan 1.74 g/cm^3 – 2 g/cm^3 . Nilai modulus elastisitas dan massa jenis tulang sendiri sebesar 15 GPa - 25 GPa dan 1.8 g/cm^3 - 2.1 g/cm^3 . Namun, Magnesium memiliki kekurangan yaitu nilai *compressive strenght* yang rendah dan kecepatan luruhnya tinggi. Salah satu metode yang dapat digunakan untuk mengurangi kecepatan luruhnya yaitu dengan cara pemaduan (Magnesium Alloy) (Staiger, 2006).

Tabel 2.4 Perbandingan *Properties* Tulang dengan Beberapa Material (Staiger, 2006)

Material	Massa Jenis (g/cm^3)	Modulus Elastisitas (GPa)	<i>Compressive Strenght</i> (MPa)	<i>Fracture Toughness</i> ($\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$)
Tulang	1,8–2,1	3-20	130-180	3-6
Mg murni	1,74-2	41-45	65-100	15-40
Paduan Ti	4,4-4,5	110-117	758-1117	55-115
Paduan Co	8,3-9,2	230	450-1000	N/A
<i>Stainless Steel</i>	7,9-8,1	189-205	170-310	50-200
<i>Hydroxiapatite</i>	3,1	73-117	600	0,7

Bahan-bahan *biodegradable* biasanya diukur performa peluruhannya dengan satuan tertentu. Satuan tersebut bisa berupa *degradation rate* yang merupakan rasio dari pengurangan dimensi



dengan waktu tertentu. Seperti contohnya adalah mm/tahun, cm/hari, dll (Salahshoor dan Yuebin Guo, 2012). Akan tetapi, berdasarkan perhitungan grafik dari sumber-sumber yang menjadi acuan, nilai-nilai *degradation rate* tersebut dapat dikonversi satu sama lain. Seperti pada nilai *degradation rate* gram/hari dapat dikonversi menjadi cm/tahun dengan rumus sebagai berikut,

$$PD/T = \sqrt[3]{\frac{r_1 \times 365}{\rho x A}} \dots\dots\dots (2.1)$$

PD/T menggambarkan pengurangan dimensi per tahun, r_1 adalah nilai *degradation rate* dalam gram/hari, dan ρ mewakili densitas dari material dalam gram/cm³, di mana ketika kita hubungkan dengan satuan per tahun, maka 365 adalah asumsi hari dalam satu tahun (non kabisat). Sehingga satuan dari hasil PD/T adalah cm/tahun.

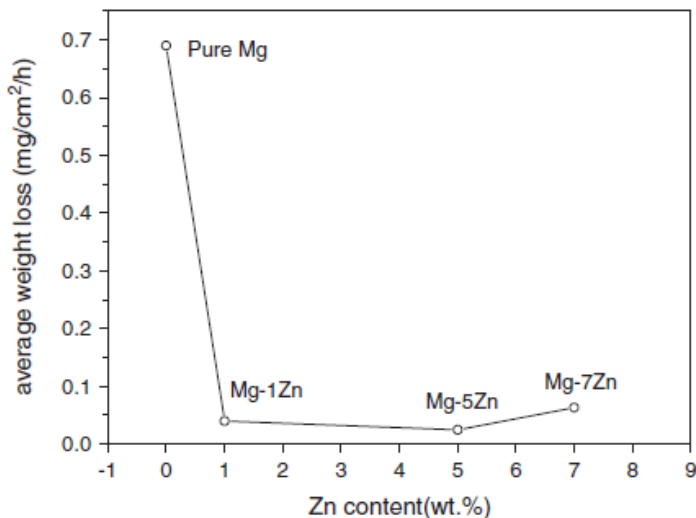
2.6 Efek Zinc dalam Paduan Magnesium

Menurut Mezbahul-Islam (2014) penambahan Zn dapat meningkatkan ketahanan korosi, penambahan sebanyak 2 wt% atau lebih cenderung untuk menjaga terjadinya *hot cracking*. Penambahan Zn pada paduan Mg akan meningkatkan ketahanan luruh (Gupta & Sharon, 2011). Cai (2012) menjelaskan ukuran butir paduan Mg akan semakin halus dan kekuatan mekaniknya semakin meningkat dengan penambahan unsur Zn hingga 6 wt%, lebih dari itu kekuatannya akan menurun kembali. Serupa dengan kecepatannya luruhnya yang akan menurun dengan penambahan unsur Zn hingga 6 wt%.



Tabel 2.5 Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg
(Cai, 2012)

Material	Modulus (GPa)	Yield Strenght (MPa)	Tensile Strenght (MPa)	Compression Strenght (MPa)	Hardness (HB)
Tulang	5-23	-	35-283	164-240	-
Mg murni	1.86	29.88	100.47	183.09	37.1
Mg - 1Zn	24.23	60.62	187.73	329.6	47.33
Mg - 5Zn	36.47	75.6	194.59	334.12	53.8
Mg - 7Zn	39.60	67.28	135.53	353.11	56.26



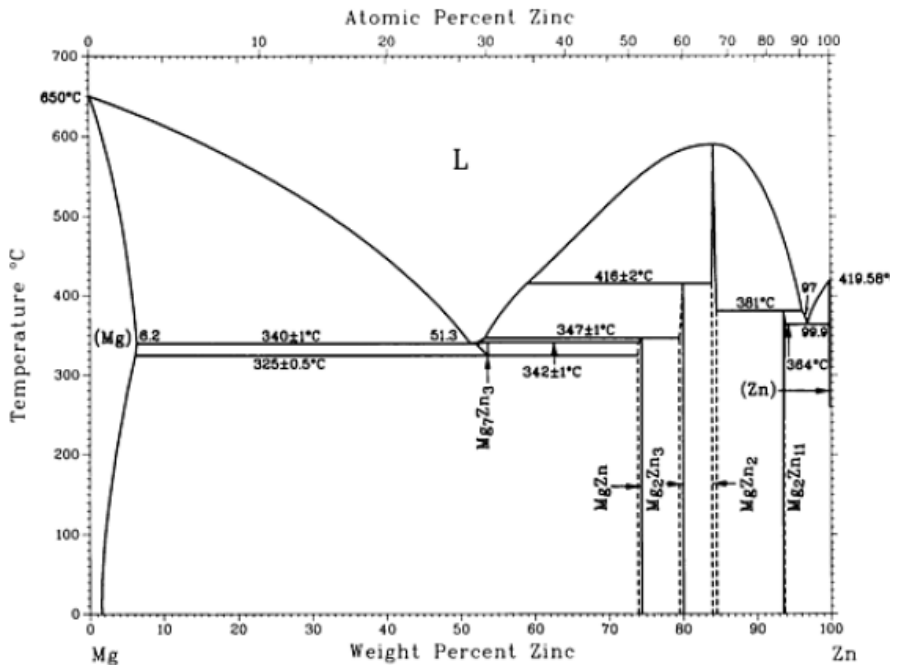
Gambar 2.2 Grafik Uji Weight Loss Beberapa Paduan Mg
(Cai, 2012)

2.7 Diagram *Binary* Mg - Zn

Pada diagram fasa Mg-Zn ini menunjukkan data temperatur pembentukan fasa-fasa dari paduan Mg dan Zn. Diagram fasa ini menunjukkan bahwa titik lebur Magnesium yaitu 650 °C dan titik lebur Zinc yaitu 419,58 °C. Dari diagram fasa ini



ditemukan senyawa intermetallic yaitu MgZn_2 dengan komposisi Zn nya 84 % – 84,6 % yang titik leburnya sekitar 600 °C. Pada Sintesis material *biodegradable* di penelitian ini presentase yang digunakan adalah 1 % - 5 % Zn, sehingga dapat kita lihat dari diagram fasa (gambar 2.) bahwa paduan tersebut terletak pada range Mg – Mg_7Zn_3 .



Gambar 2.3 Diagram *Binary* Mg - Zn (ASM Metals Handbook Vol. 3)

2.8 Metode Pengecoran

Pengecoran atau *casting*, dalam hal ini adalah teknik pemrosesan material dengan menggunakan fase cair sebagai jalur pencampurannya. Tentunya didahului dengan proses pemanasan hingga melebihi temperatur leleh (*melting temperature*) dari masing-masing unsur yang akan dipadukan. Pada *sand casting*,

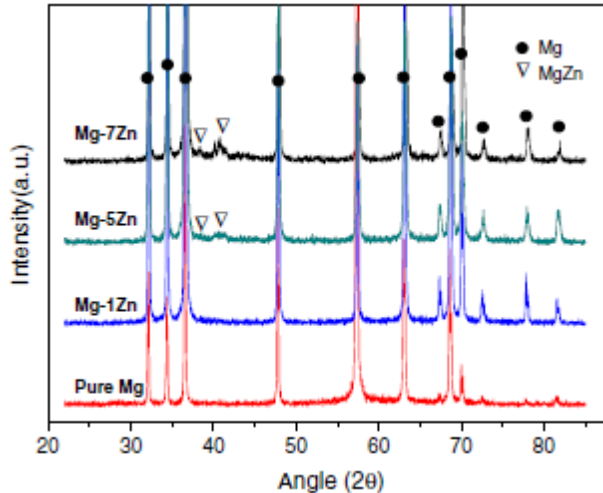


yang akan digunakan sebagai proses utama dalam pembuatan *biodegradable material*, adalah metode pengecoran yang paling sering digunakan untuk komponen otomotif. Oleh karenanya proses pengecoran ini hanya bergantung dari bentuk wadah (*crucible*) dan panas yang diantarkan untuk melelehkan material paduan (Gupta & Sharon, 2011). Metode pengecoran ini memanfaatkan gravitasi dan pendinginan udara. Akan tetapi pada penelitian, pendinginan akan dilakukan di dalam *furnace*. Hal itu dimaksudkan untuk mencegah oksidasi terjadi pada material hasil *casting*, dan mengubah sifat-sifat yang ada pada material.

Temperatur pemanasan pun amat berpengaruh terhadap material hasil pengecoran, terutama terhadap volume dan massa jenisnya. Menurut (Siswanto, 2011) semakin tinggi temperatur pemanasan akan menurunkan komposisi Magnesium dalam paduan dikarenakan presentase Magnesium yang terbakar akan semakin meningkat. Di sisi lain, kenaikan temperatur pemanasan akan cenderung meningkatkan nilai densitas dan kekerasan material akibat porositasnya semakin berkurang (Sulardjaka, 2011). Dalam implan tulang *biodegradable* keberadaan porositas menjadi hal yang penting, selain dapat mengurangi kekuatan mekaniknya agar tidak terlalu jauh berbeda dengan kekuatan mekanik tulang serta adanya porositas juga akan mempermudah jaringan tulang yang baru untuk tumbuh (Hermawan, 2012).

2.9 Tinjauan Jurnal Penelitian Sebelumnya

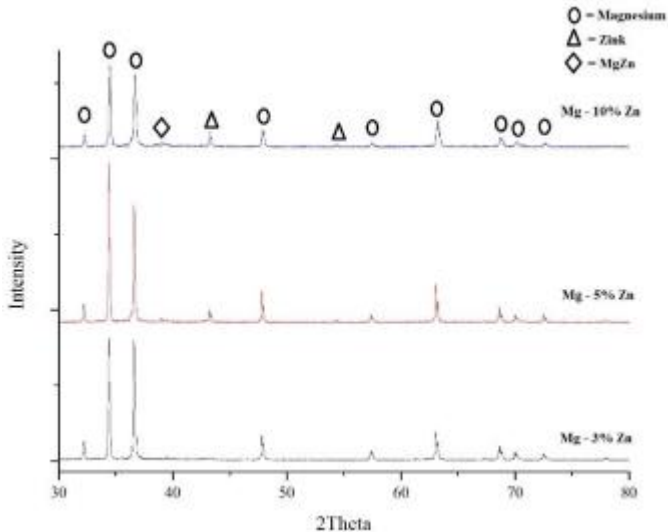
Cai (2012) melakukan penelitian mengenai paduan Magnesium dengan Zinc dengan menggunakan metode casting. Konsentrasi Zinc yang digunakan yaitu 1%, 5% dan 7%. Setelah melakukan proses pemaduan dilakukan pengujian XRD yang hasilnya dapat dilihat pada **Gambar 2.4**



Gambar 2.4 Hasil Uji XRD (Cai, 2012)

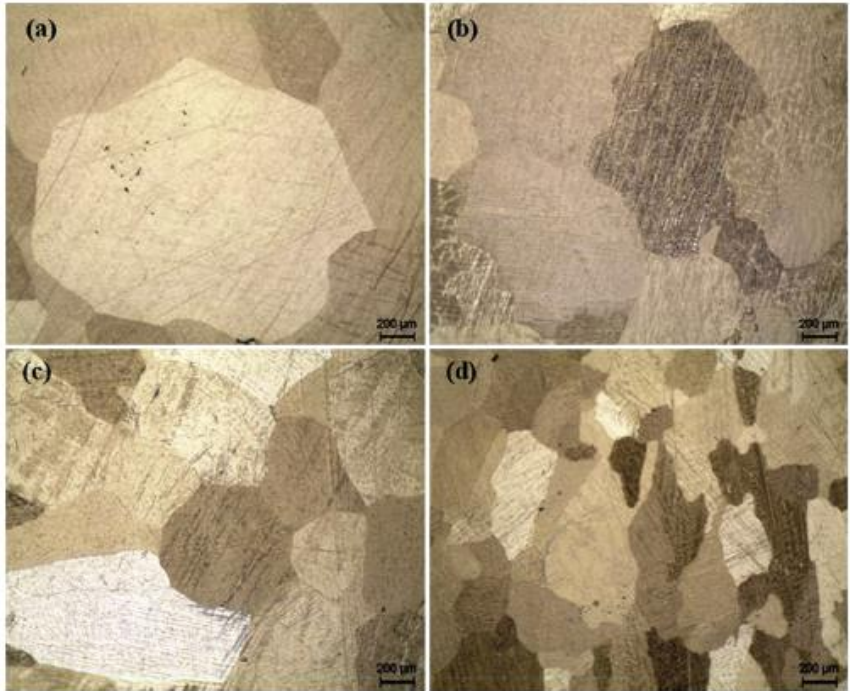
Dapat dilihat bahwa pada spesimen Mg – 1Zn yang terdapat fasa Mg-hcp. Penambahan unsur Zinc hingga 1,6 % akan terlarut ke dalam matrix Mg-hcp dan akan sepenuhnya terlarut pada temperatur ruang. Oleh karena itu pada paduan Mg-1Zn hanya ditemukan matrix Mg-hcp dan tidak ada MgZn. Semakin banyak kandungan Zinc maka fasa *intermetallic* MgZn akan semakin terlihat. Berdasarkan diagram binary Mg-Zn, Mg₇Zn₃ dapat muncul apabila pemasinan dilakukan melewati temperatur eutektiknya yaitu 325 °C dan dapat berubah menjadi Mg-hcp atau MgZn *intermetallic* untuk paduan Mg-5Zn dan Mg-7Zn selama proses pendinginan berlangsung.

Hal serupa ditunjukkan pada penelitian Kurniawan (2016) dimana penambahan konsentrasi Zinc 5% atau lebih akan memunculkan fasa *intermetallic* MgZn. Namun, selain fasa Mg-hcp dan fasa *intermetallic* MgZn, terdapat pula fasa Zn-hcp. Hasil pengujian XRD dapat dilihat pada **Gambar 2.5** berikut.



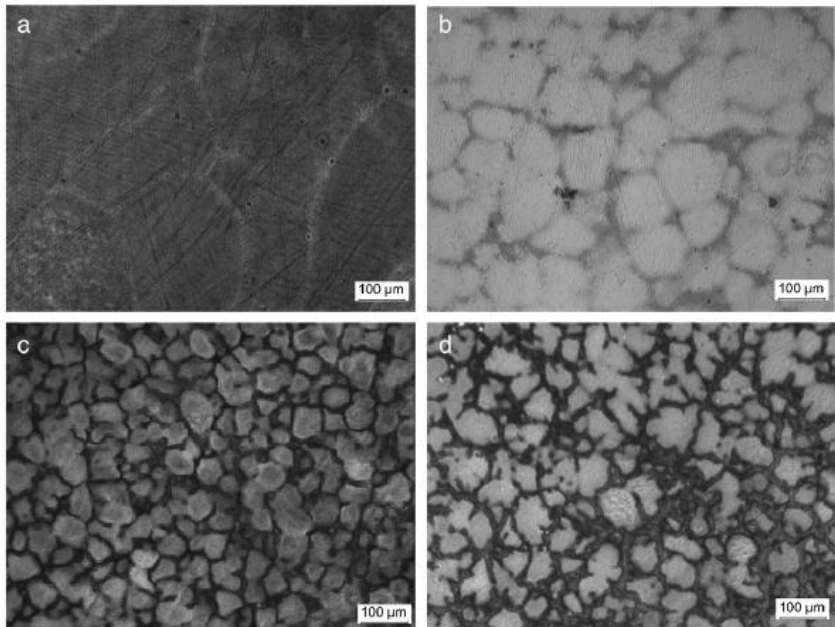
Gambar 2.5 Hasil XRD paduan Mg – Zn Variasi
Komposisi Kimia (Kurniawan, 2016)

Hasil uji mikro menunjukkan bahwa penambahan Zinc akan membuat ukuran butir menjadi semakin kecil/halus (Koc, 2015). Dari **Gambar 2.6** dapat dilihat pada paduan Mg-0.5Zn hingga paduan Mg-3Zn mengalami penghalusan ukuran butir dengan range 600 mikrometer hingga 150 mirometer. Penghalusanukuran butir ini dikarenakan Zinc yang terlarut akan menghalangi pertumbuhan batas butir dan memicu nukleasi sehingga butir akan semakin banyak dan berukuran kecil.



Gambar 2.6 Hasil Struktur Mikro Paduan (a) Mg - 0.5Zn (b) Mg - 1Zn (c) Mg - 2Zn dan (d) Mg - 3Zn (Koc, 2015)

Cai (2012) mengatakan hal serupa dimana penambahan konsentrasi Zinc akan membuat ukuran butir semakin kecil, namun hingga konsentrasi Zinc sebesar 5%. Dapat dilihat pada **Gambar 2.7** dimana ukuran butir untuk Mg - 1Zn, Mg - 5Zn dan Mg - 7Zn sebesar 100 mikrometer, 55 mikrometer dan 56 mikrometer. Hal ini dikarenakan saat konsentrasi Zinc sudah lebih dari 5% Zinc cenderung akan menjadi fasa *intermetallic* MgZn sehingga akan membentuk butir sendiri dan tak menghalangi pertumbuhan batas butirnya.



Gambar 2.7 Struktur Mikro (a) Mg Murni (b) Mg - 1Zn (c) Mg - 5Zn (d) Mg - 7Zn (Cai, 2012)

Ukuran butir yang semakin halus akan membuat kekuatan mekanik yang semakin meningkat. Hal ini dibuktikan pada penelitian Firdauzha (2016) dimana nilai kekuatan tekan akan semakin meningkat seiring dengan ukuran butir yang semakin mengecil. Hal serupa ditunjukkan pada penelitian Cai (2012) dimana nilai kekuatan tekan, kekuatan tarik dan kekerasan meningkat seiring dengan penurunann ukuran butir.



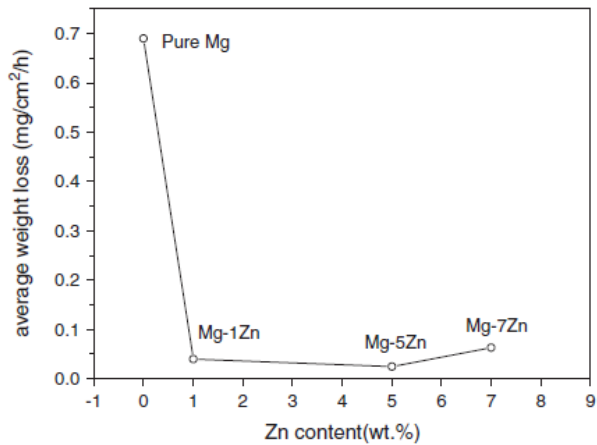
Tabel 2.6 Hasil Pengujian *Mechanical Compressive Properties* Test Paduan Mg-Fe-Ca (Firdauzha, 2016)

Spesimen	Rata-rata <i>Compressive strength</i> (N/mm ² = GPa)
Mg-0,1Fe-0,8Ca	143,368
Mg-0,2Fe-0,8Ca	164,651
Mg-0,3Fe-0,8Ca	145,879

Tabel 2.7 Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg (Cai, 2012)

Material	Tensile Strenght (MPa)	Compression Strenght (MPa)	Hardness (HB)
Tulang	35-283	164-240	-
Mg murni	100.47	183.09	37.1
Mg-1Zn	187.73	329.6	47.33
Mg-5Zn	194.59	334.12	53.8
Mg-7Zn	135.53	353.11	56.26

Pada *weight loss*, peningkatan konsentrasi Zinc akan membuat nilai degradasi semakin berkurang (Kurniawan, 2016). Hal ini dikarenakan adanya unsur Zinc akan membuat passive film pada permukaan. Tetapi ketika penambahan lebih dari 5% akan membuat degradation rate menjadi meningkat kembali akibat peningkatan intensitas dari fasa MgZn. Dalam proses korosi, adanya fasa ini bertindak sebagai katoda dan matriks α Mg sebagai anoda. Ketika katoda dan anoda bertemu terjadi perbedaan emf yang lumayan besar sehingga terjadi proses korosi galvanik (Cai, 2012).

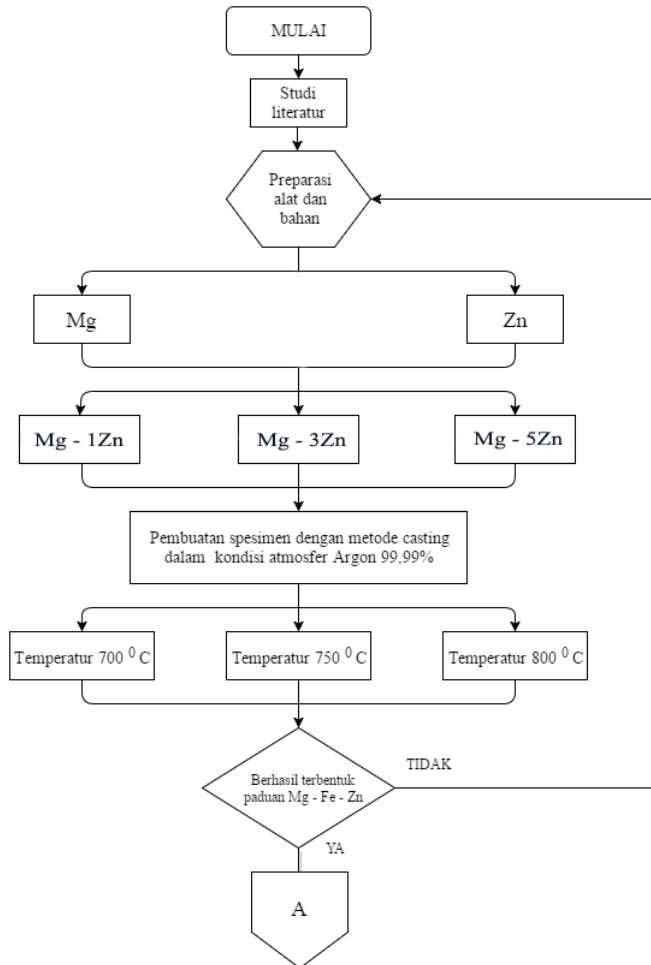


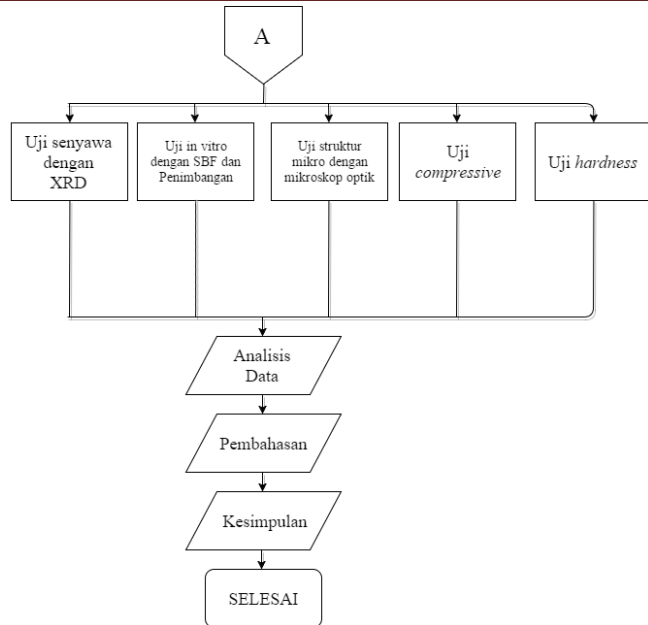
Gambar 2.8 Grafik Hasil Uji *Weight Loss* (Cai, 2012)



BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian





Gambar 3.1 Diagram Alir Percobaan



3.2 Bahan Penelitian

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. Magnesium

Dalam penelitian ini Magnesium yang digunakan adalah Magnesium yang berupa bongkahan.



Gambar 3.2 Magnesium Bongkahan

2. Zinc

Dalam penelitian ini Zinc yang digunakan adalah Zinc berupa granular dengan kadar 99 %.



Gambar 3.3 Zinc Granular



3. *Simulated Body Fluid*

Simulated Body Fluid dengan larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) ($\text{pH} = 7,4$). Komposisi larutan PBS antara lain :

- a) 7,6 gram NaCl Asam Klorida (HCl).
- b) 0,99 gram Na_2HPO_4 .
- c) 0,41 gram $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{xH}_2\text{O}$.
- d) 1 M NaOH / 1 M HCl (mengatur pH).

3.3 Peralatan Penelitian

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini adalah:

1. *Horizontal Furnace*



Gambar 3.4 *Horizontal Furnace*

2. Inkubator penjaga temperatur
3. *Universal Hardness Testing Machine*
4. *Universal Mechanical Compressive Properties Test Machine*
5. XRD
6. Mikroskop optik
7. Timbangan digital
8. Mesin polish
9. Kertas amplas



3.4 Prosedur Penelitian

Berikut adalah prosedur pelaksanaan penelitian sintesis *biodegradable material* menggunakan paduan Mg - Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*:

1. Pengumpulan sumber (buku, jurnal, diktat, dll) sebagai acuan penelitian.
2. Mempersiapkan alat dan bahan penelitian dengan mempertimbangkan metode yang digunakan, yaitu *casting* dengan atmosfer vakum.
3. Membuat paduan yang terdiri dari campuran Magnesium dan Zinc prosentase berat yang diinginkan, yaitu Mg - 1Zn untuk paduan 1; Mg - 3Zn untuk paduan 2; dan Mg - 5Zn untuk paduan 3, dari masing-masing ± 50 gram komposisi paduan.
4. Melakukan pengecoran dengan kondisi atmosfer Argon 99,99% menggunakan *furnace* dengan temperatur 700 °C, 750 °C dan 800 °C lalu di *holding* selama 2 jam. Spesimen dibiarkan mendingin di dalam furnace hingga temperatur kamar (*full annealing*) untuk mencegah oksidasi.
5. Melakukan preparasi sampel untuk pengujian XRD, uji tekan, uji kekerasan dan uji struktur mikro menggunakan mikroskop optik.
6. Melakukan preparasi sampel untuk pengujian *in vitro* dengan *Phospate Buffer Saline* (PBS), dengan rincian 9 sampel direndam ke dalam PBS pada inkubator yang telah disiapkan. Nantinya akan ditimbang tiap 2 hari sekali.
7. Menganalisis hasil pengujian.
8. Membuat kesimpulan dari hasil analisis.

3.5 Pengujian

1. *X-Ray Diffraction* (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi senyawa yang terbentuk pada Mg akibat paduan unsur Zn. Setelah mendapatkan grafik dari serangkaian pengujian menggunakan XRD maka selanjutnya akan diidentifikasi dengan bantuan



software JADE dan pencocokan secara manual dengan JCPDS untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada material paduan.



Gambar 3.5 Mesin Uji XRD

2. *Compressive Test*

Uji sifat mekanik berupa uji tekan (*compressive test*) dilakukan di laboratorium Beton dan Bahan Bangunan jurusan Teknik Sipil FTSP-ITS menggunakan instrumen model UH-500kNI no.121054800037 buatan SHIMADZU Corporation, Jepang. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kekuatan tekan (*compressive strength*) dari sampel *biodegradable* material Mg - Zn, untuk selanjutnya dilakukan analisis dan perbandingan dengan kekuatan tekan *cortical bone* manusia. Sehingga didapatkan data kuantitatif nilai kekuatan tekan dari *biodegradable* material Mg - Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*.



3. *Hardness Test*

Pengujian kekerasan pada sampel bertujuan untuk mengetahui sifat mekanik kekerasan dari *biodegradable* material yang dihasilkan dari proses penelitian ini. Sehingga dapat diketahui nilai kekerasan dari *biodegradable* material Mg - Zn. Pengujian kekerasan dilakukan di laboratorium Metalurgi, Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS.



Gambar 3.6 Mesin Uji Kekerasan

4. Pengujian struktur mikro

Spesimen yang akan diuji, sebelumnya dipreparasi dengan melakukan pemotongan menjadi ukuran kecil, spesimen di-*mounting* dengan resin, selanjutnya spesimen di-*grinding* hingga permukaannya halus, dan dilanjutkan pada tahap *polishing* spesimen, setelah serangkaian preparasi dilakukan, spesimen di etsa dengan menggunakan etsa nital untuk memunculkan struktur mikro dari paduan Mg - Zn, sesuai dengan ASTM E407-07: *Standard Practice for Microetching Metals and Alloys*. Pengujian struktur mikro dilakukan dengan



menggunakan mikroskop optik Olympus BX51M-RF, pengujian struktur mikro bertujuan untuk melihat *general structure* dalam paduan Mg-base.



Gambar 3.7 Mesin Uji Struktur Mikro

5. Pengujian *Weight Loss*

Pada pengujian ini sebelumnya digunakan metode perendaman ke dalam PBS yang komposisinya telah diatur dan dikondisikan sesuai cairan tubuh selama 16 hari. Setiap dua hari sekali dilakukan penimbangan pada masing-masing paduan. Pengujian ini berfungsi untuk mengetahui massa dan volume paduan yang berkurang dalam kurun waktu perendaman.



BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Pengujian XRD Paduan Mg – Zn

Pengujian XRD pada penelitian ini bertujuan untuk mengetahui fasa yang terbentuk pada masing-masing paduan. Pengujian XRD ini dibagi menjadi dua berdasarkan variabel yang digunakan, yaitu komposisi kimia dan temperatur pengecoran.

4.1.1 Hasil XRD Variabel Komposisi Kimia

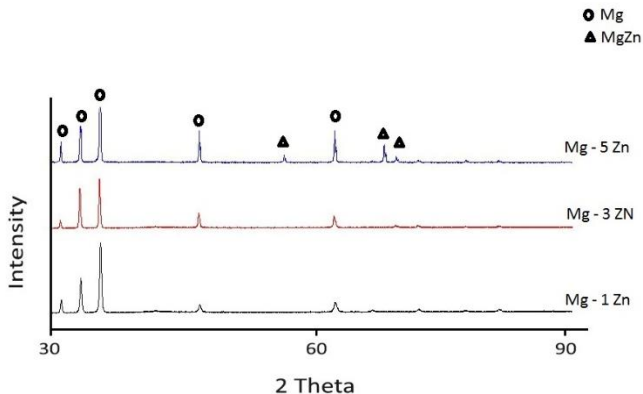
Gambar 4.1 memperlihatkan perbandingan hasil pengujian XRD untuk variabel komposisi kimia. Komposisi kimia yang digunakan yaitu penambahan 1% Zn pada paduan Mg – 1Zn, penambahan 3% Zn pada paduan Mg – 3Zn dan penambahan 5% Zn pada paduan Mg – 5Zn. Ketiga paduan tersebut menggunakan temperatur pengecoran 700 °C. Analisa hasil XRD ini menggunakan bantuan *software* JADE. Pada paduan Mg – 1Zn dapat dilihat bahwa hanya terdapat satu fasa yang muncul, yaitu fasa α magnesium. Hal ini dikarenakan Zn memiliki tingkat kelarutan yang cukup tinggi dan penambahan Zn hingga 1,6 % dapat sepenuhnya terurai pada fasa α magnesium pada temperatur ruangan (Agarwal, 2015). Dengan demikian, paduan Mg – 1Zn merupakan satu fasa α magnesium dengan Zn menjadi zat terlarut didalamnya.

Pada paduan Mg – 3Zn pun hanya terdapat fasa α magnesium didalamnya. Berdasarkan diagram *binary* Mg – Zn, batas maksimum *solid solubility* Zn pada Mg adalah 6,2 % pada temperatur eutektik 341 °C dan dapat terurai menjadi fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung (Song, 2008). Namun, dikarenakan konsentrasi Mg yang masih tinggi maka fasa α magnesium akan lebih dominan terbentuk.

Selanjutnya, pada paduan Mg – 5Zn terdapat 2 fasa yang muncul yaitu fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, batas maksimum *solid*



solubility Zn pada Mg adalah 6,2 % pada temperatur eutektik 341 °C dan dapat terurai menjadi fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung, kemudian pada temperatur 325 °C fasa Mg_7Zn_3 dapat terbentuk yang mana semakin banyak penambahan Zn maka fasa Mg_7Zn_3 akan semakin banyak terbentuk. Fasa Mg_7Zn_3 ini yang kemudian akan berubah menjadi fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung (Cai, 2012).



Gambar 4.1 Hasil XRD Paduan Mg – Zn Variabel Komposisi

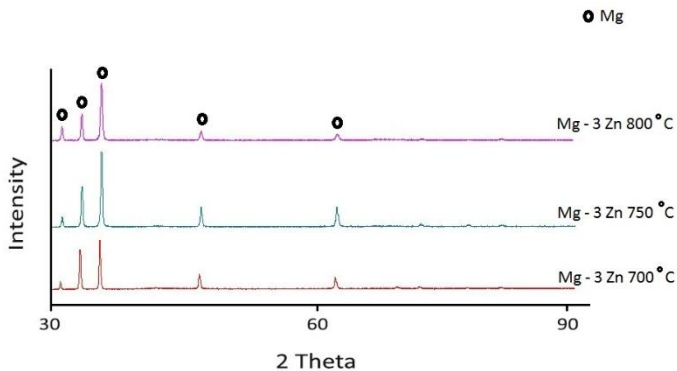
4.1.2 Hasil XRD Variabel Temperatur Pengecoran

Gambar 4.2 menampilkan perbandingan hasil pengujian XRD untuk variabel temperatur pengecoran. Temperatur pengecoran yang dipakai yaitu 700 °C, 750 °C dan 800 °C. Ketiganya menggunakan paduan Mg – 3Zn. Dapat dilihat baik pada paduan Mg – 3Zn temperatur 700 °C, 750 °C maupun 800 °C hanya terdapat satu fasa saja yang muncul, yaitu fasa α magnesium. Tidak terdapatnya fasa lain pada ketiga paduan dengan perbedaan temperatur pengecoran ini dikarenakan berdasarkan diagram *binary* Mg – Zn, pada paduan Mg – 3Zn temperatur pengecoran tidak berpengaruh terhadap fasa yang akan terbentuk. Perbedaan yang ada dari ketiganya adalah ketinggian intensitas *peak*-nya. Ketinggian intensitas *peak* dari paduan Mg - 3Zn temperatur 700



°C ke paduan Mg - 3Zn temperatur 750 °C mengalami kenaikan intensitas *peak*, sedangkan pada paduan Mg – 3Zn temperatur 800 °C menunjukkan terjadinya penurunan intensitas *peak*. Dari hasil ini dapat disimpulkan bahwa kenaikan temperatur pengecoran hingga 750 °C akan mengakibatkan kenaikan intensitas *peak*, namun setelah melewati temperatur tersebut intensitas *peak* akan menurun kembali.

Kenaikan intensitas pada temperatur 750 °C ini dapat disebabkan oleh pembentukan struktur kristal yang lebih sempurna yang diikuti oleh penajaman garis difraksi. Sedangkan penurunan intensitas yang terjadi setelah melewati temperatur 750 °C dapat disebabkan karena temperatur pengecoran yang jauh melewati temperatur lebur dari Mg sehingga memungkinkan adanya kadar Mg yang menguap dan mengakibatkan kadarnya berkurang, akibatnya intensitas *peak* akan menurun (Warsiti, 2005).



Gambar 4.2 Hasil XRD Paduan Mg – Zn Temperatur Pengecoran



4.1.3 Analisa Nilai FWHM, Lattice Parameter dan D_{HKL} pada Hasil Pengujian XRD

Nilai *Full Width at Half Maximum* (FWHM) didapat dengan melakukan *fitting* menggunakan metode Gaussian pada tiga *peak* tertinggi dari hasil XRD. Proses *fitting* FWHM ini menggunakan bantuan dari *software* Origin 2016. Setelah mendapatkan nilai FWHM maka dapat dicari nilai *unit cell* a dan *unit cell* c untuk mengetahui *lattice parameter* dari struktur kristal Mg dan Zn yang berbentuk heksagonal dengan menggunakan **Persamaan 4.1** dan **Persamaan 4.2** sebagai berikut,

$$a = \frac{\lambda}{\sqrt{3} \sin \theta} \dots\dots\dots 4.1$$

$$c = \frac{\lambda}{\sin \theta} \dots\dots\dots 4.2$$

Nilai *lattice parameter* merupakan perbandingan *unit cell* c/a. Nilai λ menunjukkan panjang gelombang, yang mana nilai panjang gelombang yang digunakan dari Cu-K α ($\lambda = 1.54060 \text{ \AA}$) (Callister, 2010). Hasil perhitungannya dapat dilihat pada **Tabel 4.1** dan **Tabel 4.2** dibawah ini.

Tabel 4.1 Hasil Analisis XRD Variabel Komposisi Kimia pada Temperatur 700 °C

Paduan	Mg – 1Zn	Mg – 3Zn	Mg – 5Zn	Standar Mg-HCP
2 Theta	36.6615	36.5483	36.5151	36.619
FWHM (°)	0.1656	0.1909	0.2586	0.2039
<i>Unit Cell</i> a (Å)	3.2154	3.2146	3.2051	3.2093
<i>Unit Cell</i> c (Å)	5.2218	5.2193	5.2020	5.2112
<i>Lattice Parameter</i>	1.62395	1.62364	1.6230	1.6237



Data standar Mg-HCP didapat dari JCPDS nomor 35-0821. Dari **Tabel 4.1** didapatkan paduan Mg – 1Zn memiliki nilai $2\theta = 36.6615$ dan $\text{FWHM} = 0.1656^\circ$, paduan Mg – 3Zn memiliki nilai $2\theta = 36.5483$ dan $\text{FWHM} = 0.1909^\circ$ lalu paduan Mg – 5Zn memiliki nilai $2\theta = 36.5151$ dan $\text{FWHM} = 0.2586^\circ$. Dari ketiga paduan tersebut dapat dilihat bahwa seiring dengan penambahan Zn akan membuat nilai 2θ semakin mengecil atau bergeser ke arah kiri, lalu nilai FWHM yang semakin membesar yang mengindikasikan tinggi intensitas yang semakin menurun (Malika, 2014). Selain itu, nilai *lattice parameter* cenderung semakin mengecil walau tidak terlalu signifikan dikarenakan jari – jari atom Mg (72 pm) lebih kecil dibandingkan dengan jari – jari atom Zn (74 pm) sehingga dengan penambahan Zn akan membuat *lattice parameter* semakin mengecil (Suwanboon, 2011).

Tabel 4.2 Hasil Analisis XRD Variabel Temperatur Pengecoran pada Paduan Mg – 3Zn

Temperatur	700 °C	750 °C	800 °C	Standar Mg-HCP
2 Theta	36.5483	36.6596	36.6426	36.619
FWHM (°)	0.1909	0.1848	0.2138	0.2039
Unit Cell a (Å)	3.2146	3.2056	3.2052	3.2093
Unit Cell c (Å)	5.2193	5.2007	5.2039	5.2112
Lattice Parameter	1.6236	1.6223	1.6235	1.6237

Dari **Tabel 4.2** didapatkan pada temperatur 700 °C memiliki nilai $2\theta = 36.5483$ dan $\text{FWHM} = 0.1909^\circ$, pada temperatur 750 °C memiliki nilai $2\theta = 36.6596$ dan $\text{FWHM} = 0.2548^\circ$ lalu pada temperatur 800 °C memiliki nilai $2\theta = 36.6426$ dan $\text{FWHM} = 0.2138^\circ$. Dapat dilihat bahwa nilai 2θ dari temperatur 700 °C ke temperatur 750 °C akan naik lalu turun kembali pada temperatur 800 °C. Namun untuk nilai FWHM akan mengecil pada temperatur 750 °C lalu akan membesar kembali pada temperatur 800 °C. Hal ini menunjukka pada saat temperatur 750 °C nilai intensitas akan semakin tinggi lalu turun kembali



pada temperatur 800 °C. Selain itu, nilai *lattice parameter* dari temperatur 700 °C ke temperatur 750 °C akan mengecil lalu naik kembali pada temperatur 800 °C. Jika mengacu pada jurnal seharusnya peningkatan temperatur akan membuat nilai *lattice parameter* semakin membesar (Suwanboon, 2011). Perbedaan ini dapat disebabkan karena proses pendinginan yang dilakukan di dalam *furnace* sehingga nilai *lattice parameter* dapat mengecil kembali seiring dengan proses pendinginan yang lambat atau dikarenakan perbedaan jari-jari atom Mg dan Zn yang tidak terlalu signifikan sehingga perubahan nilai *lattice parameter* pun tidak terlalu berbeda.

4.2 Hasil Pengujian Struktur Mikro Paduan Mg – Zn

Sebelum melakukan pengujian struktur mikro paduan Mg – Zn, spesimen dipotong terlebih dahulu lalu di-*mounting* untuk memudahkan proses penghalusan menggunakan *abrasive paper*. Penghalusan permukaan dilakukan hingga mencapai *grade 3000* lalu di-*polish* menggunakan alumina. Setelahnya permukaan spesimen akan di-*immerse* menggunakan etsa Nital agar gambar permukaannya dapat terlihat jelas. **Gambar 4.2 dan Gambar 4.3** menunjukkan hasil penampang struktur mikro paduan Mg – Zn dengan perbesaran 100 kali. **Gambar 4.2** menunjukkan hasil struktur mikro dengan variabel komposisi kimia sedangkan **Gambar 4.3** menunjukkan hasil struktur mikro dengan variabel temperatur pengecoran.

4.2.1 Gambar Struktur Mikro Variabel Komposisi Kimia

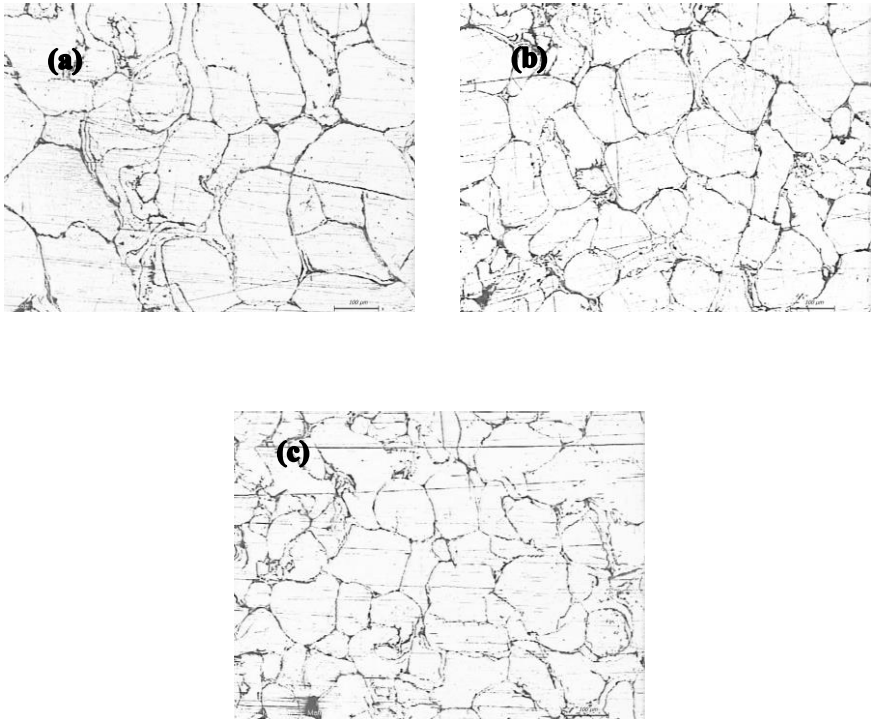
Setelah mendapatkan gambar struktur mikro untuk variabel komposisi kimia, lalu dilakukan perhitungan ukuran butir menggunakan alat ukur dan membandingkannya dengan skala yang ada yaitu 100 mikrometer. Hasil perhitungannya ditunjukkan pada **Tabel 4.1** berikut



Tabel 4.3 Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Ukuran Butir pada Temperatur 700 °C

Paduan	Ukuran Butir (Mikrometer)
Mg – 1Zn	186.32
Mg – 3Zn	133.5
Mg – 5Zn	114.67

Dari **Tabel 4.3** ini dapat dilihat bahwa semakin besar penambahan Zn maka nilai ukuran butirnya akan semakin mengecil. Hal ini dapat dilihat pula secara visual pada **Gambar 4.3**. Pada **Gambar 4.3 (a)** dapat dilihat bahwa ukuran butir berukuran cukup besar. Ukuran butir yang besar ini dapat menandakan sifat yang lunak. Lalu **Gambar 4.3 (b)** menunjukkan ukuran butir yang mengecil diikuti batas butir yang semakin jelas dan semakin bertambah banyak. Hal serupa pun nampak pada **Gambar 4.3 (c)** dimana ukuran butirnya menjadi semakin kecil sehingga sifatnya menjadi semakin kuat dan getas. Dari ketiga gambar pada **Gambar 4.3** ini dapat disimpulkan bahwa semakin banyak penambahan Zn pada paduan Mg maka akan mengakibatkan semakin mengecilnya ukuran butir atau dengan kata lain akan semakin memperhalus ukuran butirnya. Lalu, dengan semakin halusya ukuran butir maka akan meningkatkan nilai kekuatan dan kekerasanya. Penambahan kadar unsur Zn pada paduan Mg – Zn akan secara signifikan mengurangi ukuran butir dari paduan tersebut. Pengecilan ukuran butir dikarenakan pemisahan Zn dari batas butir pada saat proses pendinginan yang mana Zn yang terpisah akan menghalangi pertumbuhan dari batas butir lalu akan memicu semakin banyaknya nukleasi Mg, sehingga ukuran butir akan semakin kecil dan banyak. Maka dari itu, semakin banyak Zn maka ukuran butir akan semakin kecil (Koc. 2015).



Gambar 4.3 Hasil Pengujian Struktur Mikro (a) Paduan Mg – 1Zn (b) Paduan Mg – 3Zn (c) Paduan Mg – 5Zn

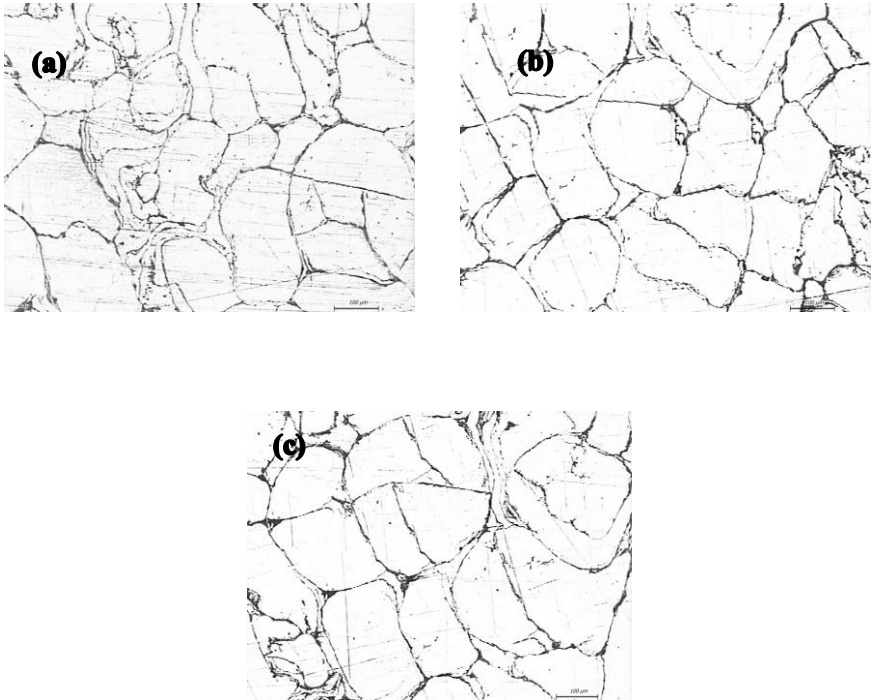


4.2.2 Gambar Struktur Mikro Variabel Temperatur Pengecoran

Tabel 4.4 Pengaruh Temperatur Pengecoran Terhadap Nilai Ukuran Butir pada Paduan Mg – 3Zn

Temperatur	Ukuran Butir (Mikrometer)
700 °C	133.5
750 °C	139.75
800 °C	142.21

Dari **Tabel 4.4** dapat dilihat bahwa semakin tinggi temperatur pengecoran ukuran butir cenderung akan semakin membesar walau tidak terlalu signifikan. Hal ini dapat dilihat pula secara visual pada **Gambar 4.4**. **Gambar 4.4** memperlihatkan gambar struktur mikro paduan Mg - 3Zn temperatur 700 °C, paduan Mg - 3Zn temperatur 750 °C dan paduan Mg - 3Zn temperatur 800 °C mengalami pembesaran ukuran butir seiring dengan kenaikan temperatur pengecoran, walau tidak terlalu signifikan. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, ukuran butir akan semakin mengecil seiring dengan penambahan Zn, sehingga dengan kadar Zn yang sama maka ukuran butir akan cenderung tidak mengalami perubahan. Semakin membesarnya ukuran butir ini diakibatkan karena ketika temperatur pengecoran dinaikkan ukuran butir cenderung akan semakin tumbuh. Selain itu, pada paduan Mg – 3Zn yang digunakan hanya terdapat satu fasa saja yaitu fasa α magnesium, sehingga ketika temperatur pengecoran dinaikkan tidak ada fasa lain, dalam hal ini Zn, yang akan menghalangi pertumbuhan butirnya. Karena ukuran butirnya semakin membesar dapat disimpulkan bahwa semakin tinggi temperatur pengecoran yang digunakan maka akan semakin ulet dan kekuatannya semakin rendah. Warna terang pada gambar struktur mikro ini dapat diidentifikasi sebagai fasa α magnesium dan Zn akan lebih banyak berkumpul pada batas butir dan warnanya cenderung akan lebih gelap (Bakhsheshi, 2014).



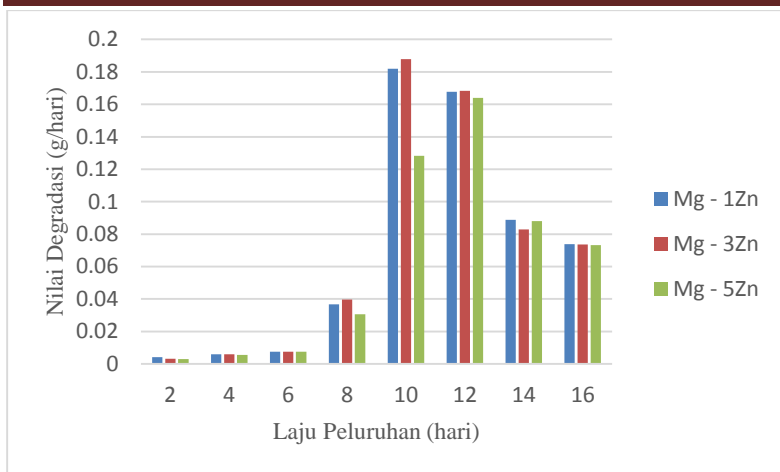
Gambar 4.4 Hasil Pengujian Struktur Mikro (a) Paduan Mg – 3Zn 700 °C (b) Paduan Mg – 3Zn 750 °C (c) Paduan Mg – 3Zn 800 °C

4.3 Hasil Pengujian *Weight Loss* Paduan Mg – Zn

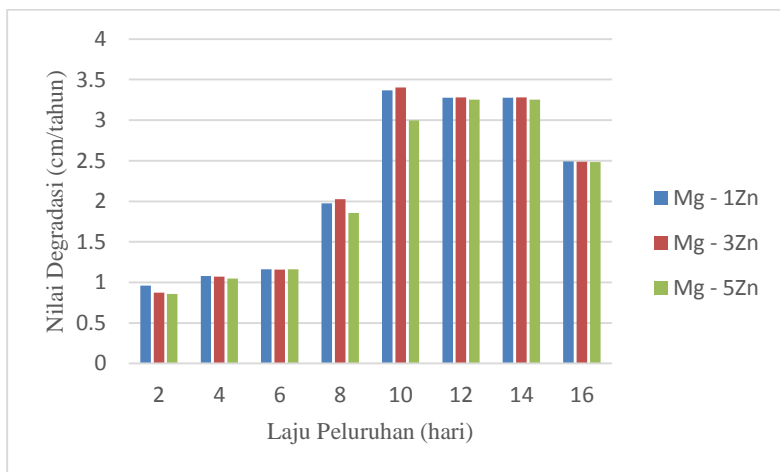
Pengujian *weight loss* dilakukan untuk mengetahui laju degradasi dari paduan Mg – Zn. Pengujian *weight loss* dilakukan dengan cara merendam spesimen ke dalam larutan *phospat buffer saline* yang memiliki pH 7 - 8 pada temperatur yang disesuaikan dengan tubuh manusia, yaitu berkisar antara 36 °C – 37,5 °C. Selama melakukan pengujian ini digunakan inkubator agar temperaturnya tetap terjaga pada rentang tersebut.



Laporan Tugas Akhir
Departemen Teknik Material FTI - ITS



(a)



(b)

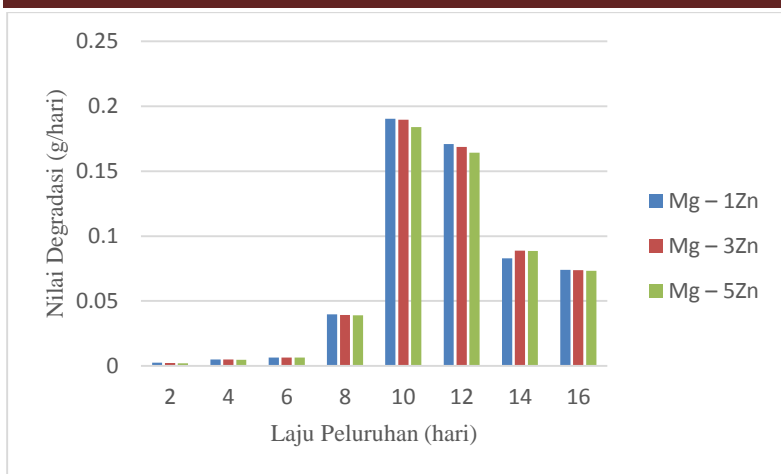
Gambar 4.5 Hasil Pengujian *Weight Loss* Temperatur 700 °C **(a)** Nilai Degradasi per Hari **(b)** Nilai Degradasi per Tahun



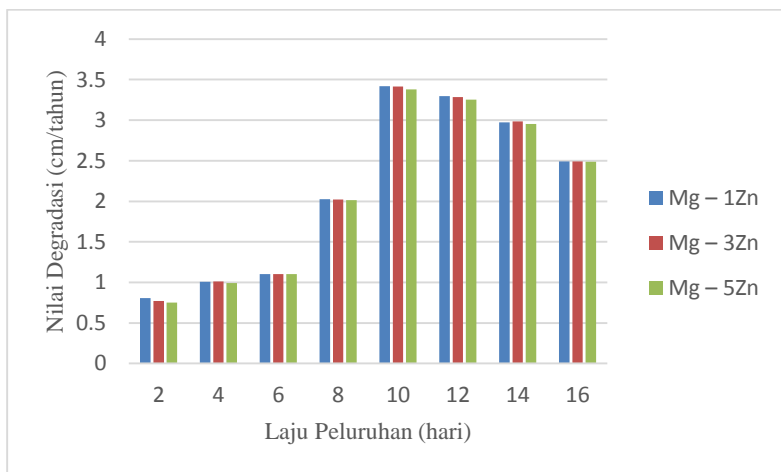
Laju peluruhan didapatkan dengan cara menimbang spesimen yang telah direndam di dalam larutan *phospat buffer saline* setiap dua hari sekali selama 16 hari. Perhitungan dilakukan dengan cara menghitung selisih berat spesimen pada saat penimbangan dengan berat spesimen pada saat penimbangan sebelumnya. Dari nilai degradasi per hari yang didapat lalu dikonversi ke nilai degradasi per tahun dengan **Persamaan 2.1**. Dari **Gambar 4.5 (a)** dapat dilihat bahwa nilai degradasi pada penimbangan hari ke-2 hingga ke-6 akan semakin berkurang seiring dengan penambahan Zn. Lalu pada hari ke-8 dan ke-10 nilai degradasi spesimen Mg – 3Zn paling besar diantara yang lain. Hal ini dapat diakibatkan karena berat awal spesimen Mg – 3Zn paling ringan dibanding dengan yang lain dimana berat awal spesimen Mg – 3Zn sebesar 7.427 gram dibandingkan dengan berat awal spesimen Mg – 1Zn sebesar 7.564 gram dan spesimen Mg – 5Zn sebesar 7.568 gram sehingga akan lebih cepat terkorosi atau dengan kata lain laju degradasinya dapat lebih cepat. Secara keseluruhan dapat dilihat nilai degradasi akan semakin meningkat hingga saat hari ke-12 mulai terjadi penurunan nilai degradasi gram per hari nya. Hal ini dapat disebabkan oleh larutan *phospat buffer saline* yang telah jenuh karena spesimen yang telah mengendap sehingga laju degradasinya akan berkurang.



Laporan Tugas Akhir
Departemen Teknik Material FTI - ITS



(a)

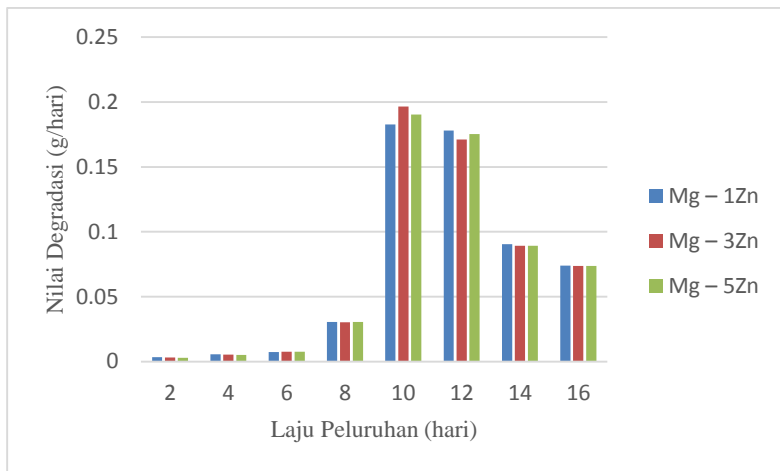


(b)

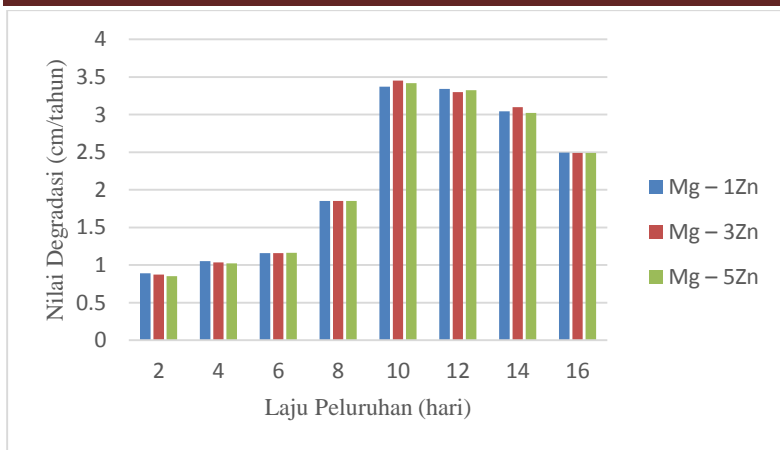
Gambar 4.6 Hasil Pengujian *Weight Loss* Temperatur 750 °C **(a)** Nilai Degradasi per Hari **(b)** Nilai Degradasi per Tahun



Pada **Gambar 4.6 (a)** dapat dilihat bahwa nilai degradasi pada penimbangan hari ke-2 hingga ke-10 akan semakin berkurang seiring dengan penambahan Zn. Pada saat hari ke-12 mulai terjadi penurunan nilai degradasi gram per hari nya. Pada hari ke-14 nilai degradasi spesimen Mg – 1Zn paling rendah dibanding kedua spesimen yang lain. Hal ini dapat dialibatkan permukaan spesimen yang tertutup oleh endapan sehingga laju korosinya dapat berkurang.



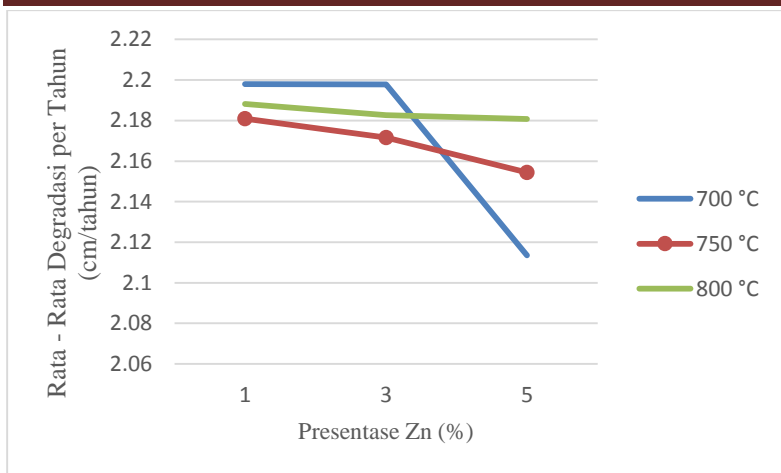
(a)



(b)

Gambar 4.7 Hasil Pengujian *Weight Loss* Temperatur 800 °C (a)
Nilai Degradasi per Hari (b) Nilai Degradasi per Tahun

Gambar 4.7 menunjukkan data *degradataion rate* untuk temperatur pengecoran 800 °C. Dapat dilihat bahwa nilai degradasi pada hari ke-2 hingga hari ke-8 akan berkurang seiring dengan penambahan Zn. Lalu terjadi anomali pada hari ke-10 dimana spesimen Mg – 1Zn memiliki nilai degradasi paling rendah lalu pada hari ke-12 spesimen Mg – 3Zn memiliki nilai degradasi yang terendah. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, hal ini dapat diakibatkan karena permukaan spesimen yang tertutup oleh endapan sehingga laju korosinya dapat berkurang karena kontak dengan larutan SBF terhalangi.



Gambar 4.8 Grafik Nilai Rata - Rata Degradasi per Tahun
Paduan Mg – Zn

Gambar 4.8 menunjukkan nilai rata – rata degradasi per tahun. Pada temperatur pengecoran 700 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai rata-rata degradasi per tahun sebesar 2.1979 cm/tahun, paduan Mg – 3Zn sebesar 2.197 cm/tahun dan paduan Mg – 5Zn sebesar 2.1134 cm/tahun. Pada temperatur pengecoran 750 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai rata-rata degradasi per tahun sebesar 2.1808 cm/tahun, paduan Mg – 3Zn sebesar 2.1716 cm/tahun dan paduan Mg – 5Zn sebesar 2.1134 cm/tahun. Pada temperatur pengecoran 800 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai rata-rata degradasi per tahun sebesar 2.1881 cm/tahun, paduan Mg – 3Zn sebesar 2.1826 cm/tahun dan paduan Mg – 5Zn sebesar 2.1807 cm/tahun.

Dari **Gambar 4.8** tersebut dapat dilihat nilai degradasi per tahunnya akan semakin menurun seiring dengan penambahan Zn. Hal ini dikarenakan Zn dapat menciptakan *passive film* pada permukaan yang akan melindungi dari kontak dengan lingkungan sehingga proses korosi dapat diperlambat (Song. 2008). Tetapi



apabila penambahan Zn terlalu banyak ($> 5\%$), nilai degradasi dapat meningkat kembali akibat semakin banyaknya Zn yang akan memunculkan fasa *intermetallic* MgZn. Dalam proses korosi, adanya fasa *intermetallic* MgZn ini akan bertindak sebagai katoda sedangkan fasa α magnesium akan bertindak sebagai anoda. Kedua fasa tersebut memiliki nilai emf yang berbeda sehingga proses korosi galvanik dapat semakin cepat terjadi.

Mg murni memiliki nilai degradasi per tahun sebesar 3,478 cm/tahun. Pada penelitian sebelumnya yang menggunakan metode metalurgi serbuk, didapat nilai degradasi per tahun pada paduan Mg – 3Zn yaitu sebesar 5,0633 cm per tahun dan pada paduan Mg – 5Zn sebesar 3.8184 cm per tahun. Artinya, apabila dibandingkan paduan Mg – Zn dengan metode pengecoran ini memiliki nilai degradasi per tahun yang lebih baik. Namun, apabila mengacu pada nilai degradasi per tahun yang ideal untuk aplikasi *orthopedic* nilai degradasi per tahun yang didapat haruslah lebih kecil dari 0,05 cm per tahun agar dapat bertahan paling tidak dua tahun hingga proses rekonstruksi tulang dapat berjalan dengan sempurna (Chen. 2014).

4.4 Hasil Pengujian *Compressive* Paduan Mg – Zn

Pada pengujian *compressive* paduan Mg – Zn didapatkan hasil yang ditunjukkan pada **Tabel 4.6** untuk variabel komposisi kimia dan **Tabel 4.7** untuk variabel temperatur pengecoran. Pada pelaksanaannya, pengujian ini dilakukan dengan dua kali replikasi untuk tiap spesimen. Pengujian ini menggunakan standar ASTM E 9 – 89a *Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature*.



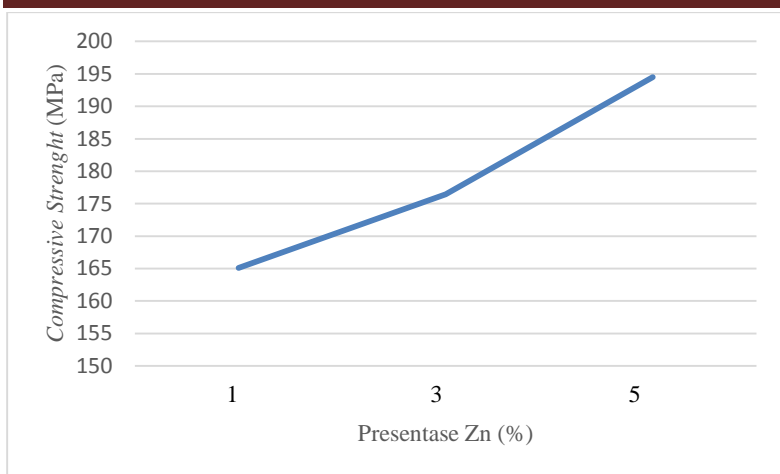
Tabel 4.5 Pengaruh Komposisi Kimia Terhadap Nilai
Compressive Strenght pada Temperatur 700 °C

Paduan	Rata – Rata Nilai <i>Compressive Strenght</i> (MPa)
Mg – 1Zn	165.09
Mg – 3Zn	176.465
Mg – 5Zn	194.51

Dari **Tabel 4.5** dapat dilihat bahwa paduan Mg – 5Zn memiliki nilai *compressive strenght* terbesar yaitu 194,51 MPa; kemudian paduan Mg – 3Zn dengan nilai 176,465 MPa dan nilai *compressive strenght* terkecil dimiliki paduan Mg – 1Zn yaitu 165,09 MPa. Dari hasil tersebut dapat disimpulkan bahwa semakin banyak penambahan Zn maka nilai *compressive strenght* akan semakin meningkat. Hal ini sesuai dengan yang telah dijelaskan pada bagian **4.2** yaitu penambahan Zn akan mengakibatkan ukuran butir semakin kecil dan halus, dimana ukuran butir yang halus akan meningkatkan kekuatan dan kekerasannya melalui mekanisme *barrier* akibat batas butir yang semakin banyak (Koc, 2015). Selain itu, pada paduan Mg – 5Zn terdapat fasa *intermetallic* MgZn yang mana fasa ini berperan dalam peningkatan *compressive strenght*.



Laporan Tugas Akhir
Departemen Teknik Material FTI - ITS



Gambar 4.9 Grafik Nilai *Compressive Strenght* Paduan Mg – Zn dengan Variabel Komposisi Kimia pada Temperatur 700 °C

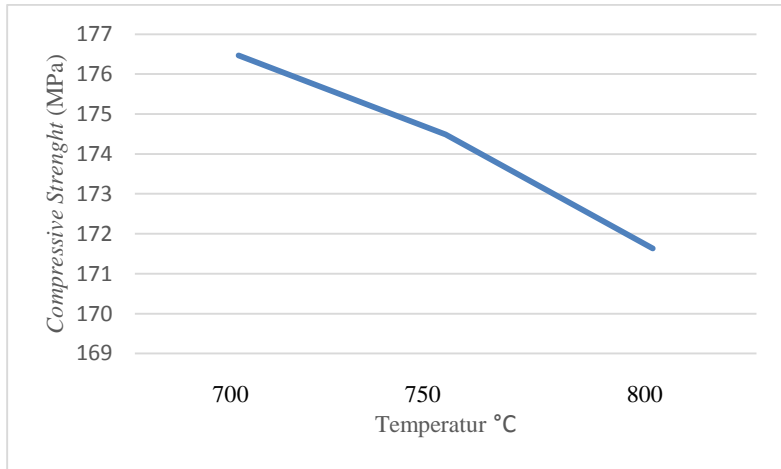
Tabel 4.6 Pengaruh Temperatur Pegecoran Terhadap Nilai *Compressive Strenght* pada Paduan Mg – 3Zn

Temperatur	Rata – Rata Nilai <i>Compressive Strenght</i> (MPa)
700 °C	176.465
750 °C	174.485
800 °C	171.63

Tabel 4.6 menampilkan perbandingan hasil pengujian *compressive* untuk variabel temperatur pengecoran. Temperatur pengecoran yang dipakai yaitu 700 °C, 750 °C dan 800 °C. Ketiganya menggunakan paduan Mg – 3Zn. Dapat dilihat bahwa paduan Mg – 3Zn pada temperatur 700 °C memiliki nilai *compressive strenght* terbesar yaitu 176,465 MPa. Selanjutnya paduan Mg – 3Zn temperatur 750 °C dengan nilai 174,485 MPa dan yang terkecil paduan Mg – 3Zn temperatur 800 °C dengan nilai 171.63 MPa. Nilai *compressive strenght* semakin mengecil seiring



dengan kenaikan temperatur pengecoran disebabkan karena ukuran butir yang semakin membesar ketika temperatur pengecoran ditingkatkan. Ukuran butir yang besar akan mengakibatkan paduan memiliki sifat ulet serta menurunkan kekuatan dan kekerasannya.



Gambar 4.10 Grafik Nilai *Compressive Strenght* Paduan Mg – 3Zn dengan Variabel Temperatur Pengecoran

Jika dibandingkan dengan nilai *compressive strenght* tulang murni sebesar 130 – 180 MPa (Abdulmalik, 2012) semua paduan akan masuk ke dalam kriteria. Namun, apabila dibandingkan dengan nilai *compressive strenght* paduan Mg – Zn secara umum nilai yang didapat berada jauh lebih rendah. Secara umum, nilai *compressive strenght* paduan Mg dengan penambahan 5% Zn berkisar antara 300 – 350 MPa. Akan tetapi, jika dikembalikan pada fungsinya sebagai *biodegradable orthopedic devices* nilai *compressive strenght* yang jauh lebih tinggi dibandingkan dengan tulang murni justru akan membahayakan tulang itu sendiri terutama jika terjadi hentakan atau guncangan dikarenakan sifatnya akan lebih dominan. Karena pada dasarnya *biodegradable orthopedic device* hanya digunakan sementara



dalam tubuh hingga terdegradasi sampai jaringan tulang tumbuh kembali, jadi tidak memerlukan sifat mekanik terutama *compressive strength* yang terlalu tinggi.

4.5 Hasil Pengujian Kekerasan Paduan Mg – Zn

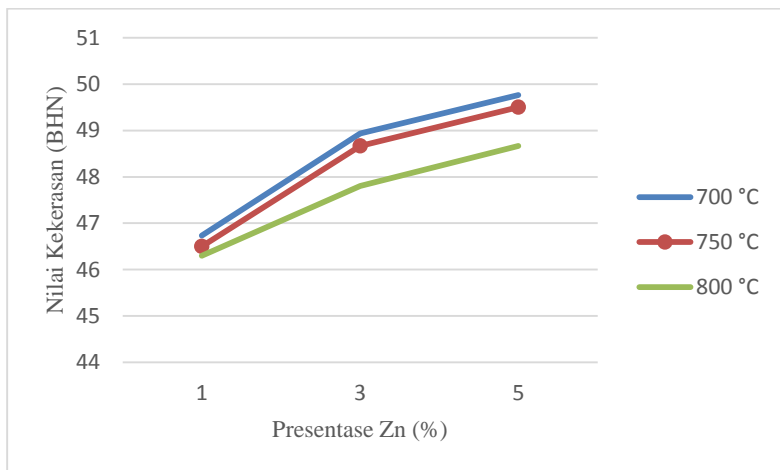
Pengujian kekerasan ini dilakukan untuk mengetahui perbandingan nilai kekerasan masing - masing paduan dan perbandingannya dengan kekerasan tulang murni. Dalam penelitian ini digunakan metode Brinell untuk mengetahui nilai kekerasannya. Pengujian dilakukan dengan menggunakan alat *Universal Hardness Test* dengan indenter bola baja (1/16”) dan beban 100 kg. Pengujian dilakukan dengan menggunakan 3 titik uji untuk tiap spesimen dan *dwell time* selama 10 detik. Pengujian ini menggunakan standar ASTM E 10 – 15 *Standard Test Method for Brinell Hardness of Metallic Materials*. **Tabel 4.5** menunjukkan nilai kekerasan semua paduan pada temperatur 700 °C, 750 °C dan 800 °C.

Tabel 4.7 Nilai Kekerasan Paduan Mg - Zn

Temperatur	Paduan	Rata – Rata Nilai Kekerasan (BHN)
700 °C	Mg – 1Zn	46.733
	Mg – 3Zn	48.933
	Mg – 5Zn	49.766
750 °C	Mg – 1Zn	46.5
	Mg – 3Zn	48.666
	Mg – 5Zn	49.5
800 °C	Mg – 1Zn	46.3
	Mg – 3Zn	47.8
	Mg – 5Zn	48.666



Berdasarkan **Tabel 4.7**, dapat dilihat bahwa nilai kekerasan pada paduan akan meningkat seiring dengan penambahan Zn. Pada temperatur 700 °C, paduan Mg – 1Zn memiliki nilai kekerasan sebesar 46.733 BHN, paduan Mg – 3Zn sebesar 48.933 BHN dan paduan Mg – 5Zn sebesar 49.766 BHN. Lalu pada temperatur 750 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai kekerasan sebesar 46.5 BHN, paduan Mg- 3Zn sebesar 48.666 BHN dan paduan Mg – 5Zn sebesar 49.5 BHN. Selanjutnya pada temperatur 800 °C paduan Mg – 1Zn memiliki nilai kekerasan sebesar 46.3 BHN, paduan Mg – 3Zn sebesar 47.8 BHN dan paduan Mg – 5Zn sebesar 48.666 BHN. Dari nilai kekerasan yang dapat diplot menjadi grafik perbedaan nilai kekerasan paduan Mg – Zn pada **Gambar 4.11**



Gambar 4.11 Grafik Nilai Kekerasan Paduan Mg – Zn (a) Temperatur 700 °C (b) Temperatur 750 °C (c) Temperatur 800 °C

Seperti yang telah dijelaskan pada bagian **4.2** yaitu penambahan Zn akan mengakibatkan ukuran butir semakin kecil dan halus, dimana ukuran butir yang halus akan meningkatkan



kekuatan dan kekerasannya melalui mekanisme *barrier* akibat batas butir yang semakin banyak (Koc, 2015). Dari **Gambar 4.11** tersebut juga dapat dilihat bahwa semakin tinggi temperatur pengecoran akan menurunkan nilai kekerasan paduan. Hal ini diakibatkan karena semakin tinggi temperatur pengecoran akan membuat ukuran butir semakin membesar yang mana apabila ukuran butir membesar maka akan menurunkan nilai kekuatan dan kekerasannya.

Berdasarkan *ASM Metals Handbook, Vol 02 Properties and Selection Nonferrous Alloys and Special-Purpose Material* rata-rata paduan Mg memiliki nilai kekerasan antara 81 – 176 BHN. Dari data tersebut dapat dilihat bahwa nilai kekerasan paduan Mg – Zn yang didapat berada dibawah nilai kekerasan paduan Mg pada umumnya. Namun, nilai kekerasan yang tidak terlalu tinggi ini cocok untuk diaplikasikan *biodegradable orthopedic devices* karena apabila nilai kekerasannya terlalu tinggi justru akan merusak permukaan tulang akibat gesekan keduanya.



(Halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil dari analisi data dan pembahasan yang telah diuraikan pada BAB IV, maka didapatkan kesimpulan pada penelitian ini sebagai berikut :

1. Penambahan Zn hingga 5% akan semakin meningkatkan sifat mekanik dari paduan Mg – Zn. Komposisi optimal yang cocok digunakan sebagai implan *biodegradable* adalah paduan Mg – 5Zn dengan mempertimbangkan hasil *degradation rate* – nya yang paling rendah. Namun, apabila dibandingkan dengan kriteria *degradation rate* implan *biodegradable* paduan Mg – 5Zn ini masih belum memenuhi syarat.
2. Peningkatan temperatur pengecoran akan menurunkan sifat mekanik dan jumlah porositas pada paduan Mg - Zn. Apabila melihat hasil dari pengujian XRD, maka temperatur 750 °C merupakan temperatur pengecoran yang paling optimal dikarenakan nilai intensitas dari tiap *peak* – nya yang semakin tinggi.

5.2 Saran

1. Penelitian ini hanya sebagai awal dalam pengembangan implan *biodegradable* menggunakan paduan Mg – Zn dengan metode *casting*. Oleh karena itu, diperlukan penelitian lebih lanjut agar didapatkan implan *biodegradable* yang paling optimal untuk diaplikasikan.
2. Diperlukan proses tambahan dalam melakukan metode *casting* pada penelitian ini seperti proses *stirring* pada saat dilakukan pemanasan dalam *furnace* agar didapat hasil yang lebih homogen dan proses inkubasi yang membutuhkan inkubator yang lebih stabil.
3. Diperlukan pengujian sifat mekanik lebih lanjut seperti pengujian tarik dan flexural.



4. Paduan Mg – 5Zn merupakan paduan yang paling berpotensi untuk diaplikasikan sebagai implan *biodegradable*, namun diperlukan proses tambahan atau penambahan unsur lain agar nilai degradasinya dapat lebih rendah.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdulmalik. 2012. *Material Implan dan Maksilofasal*. Yogyakarta : Universitas Gajah Mada
- Agarwal, Sankalp. James Curtin. Brendan Duffy dan Swarna Jaiswal. 2015. *Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopaedic Applications ; A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifications*. Journal of Materials Science & Engineering. doi: 10.1016/j.msec.2016.06.020
- Almatsier, S. 2006. *Prinsip Dasar Ilmu Gizi, edisi ke-6*. Jakarta: Gramedia Pustaka Utama
- Antoniac, Lulilan Vasile. 2010. *Magnesium Alloys - Current Orthopedic Application*. Polytechnic University of Bucharest : 2 - 7.
- ASM Metals Handbook, Vol 02. *Properties and Selection Nonferrous Alloys and Special-Purpose Material*.
- ASM Metals Handbook, Vol 03. *Alloy Phase Diagrams*.
- Beard, John, Brian Tobin. 2000. *Iron Status and Exercise*. Journal of The American Journal of Clinical Nutrition: 594S–7S. American Society for Clinical Nutrition, USA. <<http://ajcn.nutrition.org>>
- Brar, Harpreet S., et al. 2009. *Magnesium as a Biodegradable and Bioabsorbable Material for Medical Implants*. Materials Science and Engineering, University of Florida, Gainesville, FL, USA : 1 - 9.
- Brunner & Suddarth. 2002. *Buku Ajar Keperawatan Medikal Bedah (Edisi ke-8, Vol.)*. Jakarta: EGC
- Cai, Shuhua, Ting Lei, Nianfeng Li dan Fangfang Feng. 2012. *Effects of Zn on Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Behavior of Mg–Zn Alloys*. Journal of Nonferrous Metals Science : 2570 - 2577.
- Carpenito, Juall lynda. 2012. *Nursing Care Plans & Documentation Handbook of Nursing Diagnosis Package 4th Edition*. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins.

- Castiglioni, Sara, Alessandra Cazzaniga *et al.* 2013. *Magnesium and Osteoporosis ; Current State of Knowledge and Future Research Directions*. Journal of Nutrients 2013, 5 : 3022-3033. ISSN : 2072-6643 ; doi:10.3390/nu5083022. <www.mdpi.com/journal/nutrients>
- Dumitrescu, A. L. 2011. *The Topical Use of Antibiotics in Periodontal Pockets*. In: *Antibiotics and Antiseptics in Periodontal Therapy*. Verlag Berlin Heidenberg : 171.
- Eb-Hashemi, A. A. Nay., J. B. Clark, L. J. Swartzendruber. 1985. *The Mg-Fe (Iron-Magnesium) System*. Bulletin of Alloy Phase Diagrams Vol. 6 No. 3 : 235-238.
- Ganz, Tomas. 2007. *Molecular Control of Iron Transport*. Journal of The American Society of Nephrology 18 : 394–400. ISSN: 1046-6673/-0394
- Ginting, R. 2015. *Profil Penderita Osteosarkoma pada Instalasi Patologi Anatomi RSUP Haji Adam Malik Medan Tahun 2009-2012*. Medan : Universitas Sumatera Utara
- Gunawan, Sopyan, Suryanto dan A Naqshbandi. 2014. *Zinc-Doped Biphasic Calcium Phosphate Nanopowders Synthesized Via Sol-Gel Method*. Indian Journal Of Chemistry 53A : 152-158.
- Gupta, Manoj, Nai Mui Ling Sharon. 2011. *Magnesium, Magnesium Alloys, and Magnesium Composites*. New York : John Wiley & Sons, Inc.
- Harris, Margaret M., Linda B. Houtkooper, Vanessa A. Stanford, *et al.* 2003. *Dietary Iron Is Associated with Bone Mineral Density in Healthy Postmenopausal Women*. The Journal of Nutrition: 0022-3166/03. American Society for Nutritional Sciences. <<http://jn.nutrition.org>>
- Hermawan, Hendra. 2012. *Biodegradable Metals From Concept to Applications*. New York : Springer
- Hernanda, Rahmandhika F. H. 2015. *Pengembangan Biodegradable Material Mg-Fe-Ca untuk Aplikasi*

- Orthopedic Devices : Variasi Rasio Penyusun Padauan.*
Surabaya : Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Jensen's, B. 2006. *Terapi Jus: Menuju Hidup Sehat dan Panjang Umur.* Jakarta: BIP
- Koc, Erkan, M. Bobby Kannan, Mehmet Unal dan Ercan Candan. 2015. *Influence of Zinc On the Microstructure, Mechanical Properties and in Vitro Corrosion Behavior of Magnesium–Zinc Binary Alloys.* Journal of Alloys and Compounds : 291 - 296.
- Kurniawan, Indra Bayu. 2016. *Pengaruh Penambahan Zn dan Tekanan Kompaksi Terhadap Struktur Mikro, Sifat Mekanik dan Laju Peluruhan Paduan Mg – Zn untuk Aplikasi Orthopedic Devices dengan Metode Metallurgy Serbuk.* Surabaya : Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Ohtsuki, Chikara, Tadashi Kokubo dan Takao Yamamuro. 1992. *Mechanism of Apatite Formation on CaO-SiO₂-P₂O₅ Glasses in a Simulated Body Fluid.* J.Non-Crystl. Solids, 143 : 84 - 92.
- Olszta, M. J., et al. 2007. *Bone Structure and Formation ; A New Perspective.* doi:10.1016/j.msar.2007.05.001
- Pradita, Novihana Noor. 2015. *Pengaruh Penambahan Kitosan Terhadap Sifat Biokompatibilitas Komposit Kitosan – Hidroksiapatit Terdoping Seng Sebagai Kandidat Material Pengganti Tulang (Bone Substitute).* Surabaya : Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Saito, Eiji. 2011. *Designed biodegradable and Osteoconductive Porous Scaffolds for Human Trabecular Bone.* A dissertation for the Doctor of Philosophy degree (Biomedical Engineering) Requirement. Michigan : University of Michigan.
- Salahshoor, Meisam dan Yuebin Guo. 2012. *Biodegradable Orthopedic Magnesium-Calcium (MgCa) Alloys, Processing, and Corrosion Performance.* Journal Materials 2012, 5 : 135-155. ISSN : 1996-1944 ; doi:10.3390/ma5010135.

- Siswanto Rudi, 2012. *Pengaruh Temperatur Dan Waktu Peleburan Pengecoran Tuang Paduan Al-21%Mg Terhadap Volume Dan Berat Hasil Pengecoran*. Jurnal Ilmiah Suara Teknik Univ. Muhammadiyah Pontianak Volume 2 : 1-68. ISSN : 2086-1826.
- Sjamsulhidajat. 2005. *Buku Ajar Ilmu Bedah, Edisi Revisi*. Jakarta : EGC.
- Song, Yin Dong, Zhang Er-lin dan Zeng Song-yan. 2008. *Effect of Zn on Mechanical Property and Corrosion Property of Extruded Mg-Zn-Mn alloy*. Journal of Nonferrous Metals Science : 763 - 768.
- Staiger, Mark Peter, George J. Dias dan Alexis Marie Pietak. 2006. *Magnesium and its Alloys as Orthopedic Biomaterials*. Journal of Biomaterials, University of Cantenbury , 27 : 1728–1734
- Suwanboon dan Amornpitoksuk. 2011. *Preparation of Mg-Doped ZnO Nanoparticles by Mechanical Milling and Their Optical Properties*. Songkla : Prince of Songkla University.
- Vojtech, Dalibor, *et al*. 2014. *Magnesium, Zinc and Iron Alloys for Medical Applications in Biodegradabel Implants*. Department of Metals and Corrosion Engineering, Institute of Chemical Technology, Prague : 1 - 5.
- Zheng, Yufeng. 2016. *Mg-Ca-Based Alloy System fot Biomedical Application*. Boca Raton, FL : CRC Press, Taylor & Francis Group.

LAMPIRAN

Lampiran 1
Perhitungan Neraca Massa Spesimen

NO	TEMPERATUR	SPESIMEN	PENGUJIAN									TOTAL KEBUTUHAN	
			COMPRESSIVE		XRD		MIKRO - HARDNESS		WEIGHT LOSS				
			Mg	Zn	Mg	Zn	Mg	Zn	Mg	Zn	Mg	Zn	Mg
1	700	Mg-12n	24.1164	0.2436	0.17226	0.00174	5.1678	0.0522	8.613	0.087	38.06946	0.38454	
2		Mg-32n	23.6292	0.7308	0.16878	0.00522	5.0634	0.1566	8.439	0.261	37.30038	1.15362	
3		Mg-52n	23.142	1.218	0.1653	0.0087	4.959	0.261	8.265	0.435	36.5313	1.9227	
4	750	Mg-12n					5.1678	0.0522	8.613	0.087	13.7808	0.1392	
5		Mg-32n	23.6292	0.7308	0.16878	0.00522	5.0634	0.1566	8.439	0.261	37.30038	1.15362	
6		Mg-52n					4.959	0.261	8.265	0.435	13.224	0.696	
7	800	Mg-12n					5.1678	0.0522	8.613	0.087	13.7808	0.1392	
8		Mg-32n	23.6292	0.7308	0.16878	0.00522	5.0634	0.1566	8.439	0.261	37.30038	1.15362	
9		Mg-52n					4.959	0.261	8.265	0.435	13.224	0.696	
JUMLAH												240.5115	7.4385

NO	TEMPERATUR	SPESIMEN	PERCOBAAN							
			% Mg	Mg	% Zn	Zn	Berat Total	Berat Spesim	Loss	% Loss
1	700	Mg-12n	1.036001036	39.44	0.3983838	0.48	39.92	39.12	0.8	2.004008
2		Mg-32n	1.027871566	38.34	1.1857732	1.38	39.72	38.52	1.2	3.021148
3		Mg-52n	1.041298831	38.04	2.0021053	2.26	40.3	39.44	0.86	2.133995
4	750	Mg-12n	1.036224312	14.28	0.1442424	0.28	14.56	13.44	1.12	7.692308
5		Mg-32n	1.008568814	37.62	1.1635052	1.35	38.97	37.75	1.22	3.130613
6		Mg-52n	1.138838475	15.06	0.7926316	0.81	15.87	13.99	1.88	11.84625
7	800	Mg-12n	1.070329734	14.75	0.1489899	0.29	15.04	13.88	1.16	7.712766
8		Mg-32n	1.030016316	38.42	1.1882474	1.44	39.86	38.61	1.25	3.135976
9		Mg-52n	1.08968542	14.41	0.7584211	0.69	15.1	14.74	0.36	2.384106
JUMLAH				250.36		8.98	259.34	249.49	9.85	

Lampiran 2

Data *Weight Loss*

a. Tempertaur 700 °C

Spesimen	Berat Awal (g)	Hari	Degradasi (g / hari)	Degradasi (cm / tahun)	Rata – Rata (cm / tahun)
Mg – 1Zn	7.564	2	0.00421	0.9594196	2.19794243
		4	0.00595	1.0766805	
		6	0.00749	1.1625415	
		8	0.0366	1.9727629	
		10	0.1819	3.3666045	
		12	0.1677	3.2766161	
		14	0.0888	3.2766161	
		16	0.0738	2.4922981	
Mg – 3Zn	7.472	2	0.00319	0.8746711	2.19776845
		4	0.00582	1.0687814	
		6	0.0074	1.1578664	
		8	0.0397	2.0269578	
		10	0.1878	3.402617	
		12	0.1684	3.2811688	
		14	0.0828	3.2811688	
		16	0.0735	2.4889165	
Mg – 5Zn	7.568	2	0.00302	0.8588491	2.11349293
		4	0.00548	1.0475499	
		6	0.00743	1.159429	
		8	0.0305	1.856441	
		10	0.1283	2.9967931	
		12	0.1639	3.2516779	
		14	0.088	3.2516779	
		16	0.0732	2.4855256	

b. Temperatur 750 °C

Spesimen	Berat Awal (g)	Hari	Degradasi	Degradasi	Rata – Rata
			(g / hari)	(cm / tahun)	(cm / tahun)
Mg – 1Zn	7.744	2	0.00249	0.8053432	2.180889414
		4	0.00486	1.0064525	
		6	0.00637	1.1014404	
		8	0.0397	2.0269578	
		10	0.1905	3.418846	
		12	0.1709	3.297326	
		14	0.0829	2.9732604	
		16	0.0739	2.4934233	
Mg – 3Zn	7.655	2	0.00217	0.7692505	2.171686018
		4	0.00491	1.0098922	
		6	0.00636	1.1008638	
		8	0.0393	2.0201272	
		10	0.1898	3.4146533	
		12	0.1688	3.2837646	
		14	0.0887	2.9837646	
		16	0.0737	2.4911719	
Mg – 5Zn	7.732	2	0.00203	0.7523384	2.154345338
		4	0.00465	0.9917423	
		6	0.00635	1.1002865	
		8	0.039	2.0149738	
		10	0.1841	3.3801227	
		12	0.1643	3.254321	
		14	0.0885	2.954321	
		16	0.0733	2.4866569	

c. Temperatur 800 °C

Spesimen	Berat Awal (g)	Hari	Degradasi	Degradasi	Rata – Rata
			(g / hari)	(cm / tahun)	(cm / tahun)
Mg – 1Zn	7.521	2	0.00336	0.8899405	2.18812689
		4	0.00553	1.0507263	
		6	0.0074	1.1578664	
		8	0.0304	1.8544099	
		10	0.1827	3.3715328	
		12	0.1781	3.3429959	
		14	0.0904	3.0429959	
		16	0.074	2.4945475	
Mg – 3Zn	7.514	2	0.00318	0.8737562	2.182651448
		4	0.00527	1.0339941	
		6	0.00742	1.1589086	
		8	0.0303	1.8523743	
		10	0.1964	3.4537829	
		12	0.1711	3.2986118	
		14	0.0892	3.0986118	
		16	0.0737	2.4911719	
Mg – 5Zn	7.538	2	0.00294	0.8511975	2.180790595
		4	0.00508	1.0214155	
		6	0.00747	1.1615059	
		8	0.0304	1.8544099	
		10	0.1904	3.4182476	
		12	0.1752	3.3247519	
		14	0.0892	3.0247519	
		16	0.0736	2.4900447	

Lampiran 3
Perhitungan Lattice Parameter

No	Komposisi	Temperatur	2 θ thetha 2thetha	Lattice Parameter		q/a	hkl (100)			hkl (002)			hkl (100)			hkl (002)			landa
				c (Å)	a (Å)		a	c	a/2	c/2	rad	rad	rad	rad	rad	rad	rad	rad	
1	1		36.66153	5.202012491	3.205143978	1.62301991	32.21057	34.43971	16.10529	17.21986	0.281203	0.306664	0.281203	0.306664	0.281203	0.306664	0.281203	0.306664	1.5406
2	3	700	36.54832	5.219335427	3.214601238	1.623633864	32.11324	34.32185	16.05662	17.16093	0.280354	0.299635	0.280354	0.299635	0.280354	0.299635	0.280354	0.299635	1.5406
3	5		36.51513	5.221838146	3.215497207	1.623959783	32.10405	34.30489	16.05203	17.15245	0.280273	0.299487	0.280273	0.299487	0.280273	0.299487	0.280273	0.299487	1.5406
4	3	750	36.65966	5.200776611	3.205627432	1.622989601	32.20558	34.44815	16.10279	17.22408	0.28116	0.300738	0.28116	0.300738	0.28116	0.300738	0.28116	0.300738	1.5406
5	3	800	36.64269	5.203946619	3.205268945	1.623560653	32.20928	34.42651	16.10464	17.21326	0.281192	0.300549	0.281192	0.300549	0.281192	0.300549	0.281192	0.300549	1.5406

Lampiran 4
JCPDS 35-0821

PDF#35-0821: QM=Star/Calculated; d=Other/Unknown;
I=(Unknown)

Magnesium

Mg

Radiation=CuKα1 Lambda=1.5406 Filter=

Calibration= d-Cutoff= I/Ic(RIR)=

Ref= Level-1 PDF

Hexagonal, P63/mmc(194) Z=2 mp=

Cell=3.209x3.209x5.211<90x90x120> Pearson=

Density(c)=1.736 Density(m)= Mwt= Vol=

Ref= Ibid.

Strong Line: 2.45/X 2.61/4 2.78/3 1.47/2 1.90/2 1.37/1 1.60/1
1.34/1

d(A)	I(f)	I(v)	h	k	l	n^2	2-Theta	Theta	1/(2d)	2pi/d
2.778	25.0	22.0	1	0	0		32.193	16.097	0.1800	2.2616
2.605	36.0	34.0	0	0	2		34.398	17.199	0.1919	2.4120
2.452	100.0	100.0	1	0	1		36.619	18.310	0.2039	2.5625
1.900	15.0	19.0	1	0	2		47.828	23.914	0.2631	3.3066
1.604	12.0	18.0	1	1	0		57.374	28.687	0.3116	3.9155
1.473	16.0	27.0	1	0	3		63.056	31.528	0.3394	4.2655
1.389	2.0	4.0	2	0	0		67.312	33.656	0.3597	4.5207
1.366	13.0	23.0	1	1	2		68.631	34.316	0.3659	4.5985
1.343	8.0	15.0	2	0	1		69.996	34.998	0.3723	4.6784
1.302	2.0	4.0	0	0	4		72.493	36.246	0.3838	4.8229
1.226	2.0	4.0	2	0	2		77.821	38.910	0.4077	5.1234
1.179	2.0	4.0	1	0	4		81.526	40.763	0.4238	5.3260
1.085	3.0	7.0	2	0	3		90.412	45.206	0.4606	5.7886
1.050	1.0	2.0	2	1	0		94.312	47.156	0.4759	5.9808
1.029	4.0	10.0	2	1	1		96.817	48.408	0.4855	6.1006
1.011	3.0	7.0	1	1	4		99.184	49.592	0.4943	6.2111

0.976	2.0	5.0	1	0	5	104.232	52.116	0.5123	6.4380
0.974	2.0	5.0	2	1	2	104.497	52.249	0.5132	6.4496
0.950	1.0	3.0	2	0	4	108.263	54.132	0.5260	6.6102
0.926	1.0	3.0	3	0	0	112.473	56.236	0.5396	6.7812
0.898	2.0	5.0	2	1	3	117.959	58.980	0.5563	6.9904
0.872	1.0	3.0	3	0	2	123.881	61.940	0.5728	7.1982
0.833	1.0	3.0	2	0	5	134.979	67.490	0.5997	7.5355
0.828	1.0	3.0	1	0	6	136.639	68.320	0.6032	7.5800
0.817	1.0	3.0	2	1	4	140.731	70.366	0.6114	7.6827
0.817	1.0	3.0	3	0	3	140.882	70.441	0.6117	7.6863
0.802	1.0	3.0	2	2	0	147.515	73.758	0.6232	7.8314

Lampiran 5

PDF#40-1334: QM=Intermediate; d=Other/Unknown;

I=(Unknown)

Magnesium Zinc

MgZn

Radiation=CuK α Lambda=1.5406 Filter=

Calibration= d-Cutoff= I/Ic(RIR)=

Ref= Level-1 PDF

Rhombohedral(R-Center) Z=267 mp=

Cell=25.578x25.578x18.147<90x90x120> Pearson=

Density(c)=3.867 Density(m)= Mwt= Vol=

Ref= Ibid.

Strong Line: 2.25/X 2.24/X 12.92/9 2.48/8 7.41/7 2.35/7

4.29/7 2.41/7

d(A)	I(f)	I(v)	h	k	l	n^2	2-Theta	Theta	1/(2d)	2pi/d
12.920	90.0	16.0	1	1	0		6.836	3.418	0.0387	0.4863
7.4080	70.0	21.0	3	0	0		11.937	5.968	0.0675	0.8482
6.4100	35.0	12.0	2	2	0		13.804	6.902	0.0780	0.9802
6.0620	50.0	18.0	0	0	3		14.600	7.300	0.0825	1.0365
5.0430	50.0	22.0	3	1	2		17.572	8.786	0.0991	1.2459
4.8620	40.0	18.0	3	2	1		18.231	9.116	0.1028	1.2923
4.4100	40.0	20.0	2	3	2		20.119	10.059	0.1134	1.4248
4.2920	65.0	34.0	0	5	1		20.678	10.339	0.1165	1.4639
4.0600	30.0	17.0	2	4	1		21.873	10.937	0.1232	1.5476
3.8810	15.0	9.0	5	1	1		22.896	11.448	0.1288	1.6190
3.7890	20.0	12.0	4	2	2		23.459	11.730	0.1320	1.6583
3.7100	20.0	12.0	6	0	0		23.966	11.983	0.1348	1.6936
3.6331	40.0	25.0	1	5	2		24.481	12.241	0.1376	1.7294
3.5719	45.0	28.0	4	3	1		24.907	12.454	0.1400	1.7591
3.4376	10.0	7.0	2	0	5		25.897	12.948	0.1455	1.8278
3.3175	25.0	17.0	1	6	1		26.852	13.426	0.1507	1.8940
3.2174	10.0	7.0	4	4	0		27.704	13.852	0.1554	1.9529

3.1164	15.0	11.0	7	0	1	28.620	14.310	0.1604	2.0162
2.9495	10.0	8.0	2	3	5	30.277	15.139	0.1695	2.1303
2.9149	10.0	8.0	2	6	2	30.646	15.323	0.1715	2.1555
2.7087	15.0	12.0	1	6	4	33.043	16.521	0.1846	2.3196
2.6511	20.0	17.0	8	0	2	33.782	16.891	0.1886	2.3700
2.5701	40.0	35.0	3	4	5	34.880	17.440	0.1945	2.4447
2.4759	80.0	72.0	6	1	5	36.252	18.126	0.2019	2.5377
2.4572	60.0	55.0	9	0	0	36.538	18.269	0.2035	2.5571
2.4078	65.0	60.0	5	4	4	37.315	18.657	0.2077	2.6095
2.3880	10.0	9.0	0	7	5	37.636	18.818	0.2094	2.6311
2.3458	70.0	67.0	2	6	5	38.339	19.170	0.2131	2.6785
2.3096	30.0	29.0	3	2	7	38.964	19.482	0.2165	2.7205
2.2526	100.0	99.0	8	1	4	39.992	19.996	0.2220	2.7893
2.2378	100.0	100.0	0	5	7	40.268	20.134	0.2234	2.8078

BIODATA PENULIS



Penulis lahir di Cirebon pada tanggal 7 Juli 1995 dari bapak bernama Sutadi dan ibu bernama Tati Suhati. Penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara. Hobi penulis diantaranya futsal, fotografi dan *travelling*. Penulis menyelesaikan pendidikannya di TK Gelatik PG Rajawali II pada tahun 2000-2001, SDN 1 Cipeujeuh Wetan pada tahun 2001-2007, SMPN 1 Karangsembung pada tahun 2007-2010, SMAN 2 Cirebon pada tahun 2010-2013 dan perguruan tinggi di Departemen Teknik Material Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) tahun 2013-2017. Semasa kuliah penulis aktif di organisasi Indonesia Green Movement, sebuah organisasi yang berfokus pada kepedulian lingkungan dan sosial. Selain itu, penulis juga berperan sebagai asisten Laboratorium Fisika Material Departemen Teknik Material. Pengalaman kerja praktek yang pernah dilakukan penulis yaitu di Saka Indonesia Pangkah *Limited* mengenai penanganan korosi melalui perlindungan katodik. Saat ini penulis tinggal Jalan Sindangpancuran No. 6 Desa Sindanglaut Kecamatan Lemahabang Kabupaten Cirebon. Penulis dapat dihubungi melalui *email* fikrinugraha@gmail.com.